

**UNTERSUCHUNGEN ZUR SOFORTADAPTATION MIT
DEM STABILISIERTEN NETZHAUTBILD**

Rainer Adamczyk

1970



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552316_0076

UNTERSUCHUNGEN ZUR SOFORTADAPTATION MIT
DEM STABILISIERTEN NETZHAUTBILD

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
des Fachbereiches Physik
der Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von:

Rainer Adamczyk aus Oberglogau

München 1978



1. Berichterstatter: Prof. Dr. E. Hartmann

2. Berichterstatter: Prof. Dr. R. Sizmann

Tag der mündlichen Prüfung: 30. Mai 1978

INHALTSVERZEICHNIS

=====

1. VORWORT
2. EINLEITUNG
3. AUSGANGSSITUATION
 - 3.1 Bisherige Messungen zur Sofortadaptation
 - 3.2 Bisherige Methoden zur Stabilisierung des Netzhautbildes
 - 3.3 Fragestellung
 - 3.4 Versuchsplan und Messprogramm
4. VERSUCHSAUFBAU UND TECHNISCHE DETAILS
 - 4.1 Apparatur zur Erzeugung eines beliebigen dL/dt im Testzeichenbild
 - 4.2 Apparatur zur optischen Stabilisierung des Netzhautbildes
 - 4.3 Apparatur zur elektronischen Stabilisierung des Netzhautbildes
 - 4.3.1 Registrierung der Augenbewegungen
Erläuterung des Grundprinzips
 - 4.3.2 Experimenteller Aufbau des ELBEKOS
 - 4.3.2.1 Erzeugung des Abtast-Kreises
 - 4.3.2.2 Optisches System
 - 4.3.2.3 Markierung
 - 4.3.2.4 Elektronische Verarbeitung der Signale
 - 4.3.4 Gesamtaufbau der Versuchsanordnung
 - 4.3.5 Justierung der Spiegel zur Erzeugung des stabilisierten Netzhautbildes
 - 4.3.3 Einige technische Daten des ELBEKOS

- 5. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG
- 5.1 Optische Stabilisierungsmethode
- 5.2 Elektronische Stabilisierungsmethode
- 6. ERGEBNISSE
- 6.1 Optische Stabilisierungsmethode
- 6.2 Elektronische Stabilisierungsmethode
- 7. DISKUSSION DER MESSERGEBNISSE
- 8. ZUSAMMENFASSUNG
- 9. ANHANG
- 9.1 Theoretische Erläuterung des Verfahrens nach Crane und Kelly zur elektronischen Registrierung der Augenbewegung
- 9.2 Die in der Diskussion verwendeten Ergebnisse aus der Dissertation von Dinges

LITERATURVERZEICHNIS

Mein besonderer Dank gebührt Herrn Professor Dr. E. Hartmann für die Themenstellung und für sein förderndes Interesse an dieser Arbeit.

Danken möchte ich ausserdem an dieser Stelle folgenden Personen und Institutionen:

Der Firma Langer-Elektronik aus Eching für die gute Zusammenarbeit beim Bau des ELBEKOS-Systems

Der Werkstatt des Institutes - insbesondere den Herren Wolf und Fichtler - für die Hilfe bei der Fertigstellung der Apparatur

Herrn Dr. med. Roggenkämper (Klinik rechts der Isar) und Herrn Dr. med. Magoley (Universitätsaugenklinik) für die Operation zur Fixierung der Augenmarkierung

Allen Kollegen in und ausserhalb des Institutes, mit denen ich über die Arbeit betreffende Probleme diskutieren konnte.

1. V O R W O R T

Die Vermittlung der Gesichtsempfindung hängt im wesentlichen von der Leuchtdichtevertelung im Netzhautbild ab. Die in zahlreichen Arbeiten gewonnenen Erkenntnisse über die Leuchtdichtevertelung im Netzhautbild ermöglichen es, viele physiologische Vorgänge, die sich in den Rezeptoren der Retina und im daran anschliessenden Verarbeitungssystem abspielen, zu klären.

Für eine weitergehende Erforschung des Sehvorganges ist die Kenntnis einer statischen Leuchtdichtevertelung im Netzhautbild allein nicht ausreichend. Wichtig vielmehr ist die dynamische Wechselwirkung zwischen dem Netzhautbild einerseits und den Rezeptoren der Netzhaut andererseits. Diese dynamische Wechselwirkung wird entscheidend durch die Augenbewegung beeinflusst. Die überaus wichtige Rolle und die Bedeutung der Augenbewegung für den Sehvorgang sind früh erkannt worden. Daher bilden die Augenbewegungen bei den verschiedensten Fragestellungen der physiologischen Optik nicht nur den Ausgangspunkt vieler Untersuchungen, sondern sie sind selbst Gegenstand intensiver Forschung geworden. Die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Untersuchungen hatten zum Ziel, mit Hilfe des stabilisierten Netzhautbildes festzustellen, inwieweit die unwillkürlichen Augenbewegungen zur Auslösung von Sofortadaptationsvorgängen führen. Die dabei gefundenen Ergebnisse sollen dazu beitragen, verschiedene Vorgänge bei der Sofortadaptation zu klären.

2. E I N L E I T U N G

Die durch das dioptrische System des Auges erzeugten Netzhautbilder, werden von der Netzhaut in räumliche und zeitliche Reize umgewandelt. Diese Reize beinhalten Informationen, die von den vielen in der Netzhaut ablaufenden Einzelprozessen beeinflusst werden. Diese Beeinflussung bewirkt, dass bei der Informationsverarbeitung stets eine starke Selektion der Information stattfindet. Das hat zur Folge, dass die Netzhaut als ein räumliches und zeitliches Filter aufzufassen ist, das somit nur speziell gefilterte Information zur Weiterverarbeitung zulässt. Der in dieser Arbeit zu diskutierende Vorgang der Sofortadaptation ist Teil einer solchen Art der Informationsaufnahme und Informationsweiterverarbeitung durch die Rezeptoren der Netzhaut und des daran angeschlossenen Systems. Zum besseren Verständnis der hier zu untersuchenden Fragestellung sei an dieser Stelle das Wesentliche über die Adaptation gesagt.

Unter Adaptation versteht man die Anpassung des Gesichtsinns an verschiedene Leuchtdichteniveaus im Gesichtsfeld. Diese Anpassung findet statt, wenn sowohl die Leuchtdichteänderung im Gesichtsfeld von niedrigen zu höheren Niveaus wechselt, als auch beim umgekehrten Vorgang. Im ersten Fall spricht man von der Hell-, im zweiten Fall von der Dunkeladaptation. Für die spätere Diskussion sollte man stets den Unterschied zwischen dem Adaptationszustand und dem Adaptationsverlauf festhalten. Der Adaptationszustand charakterisiert die augenblickliche Sehleistung, während der Adaptationsverlauf die zeitliche Änderung der Sehleistung kennzeichnet (Bild 1).

Im Bild 1 ist schematisch ein entsprechender Verlauf bei einem Ausschaltvorgang, also eine sog. Dunkeladaptations-

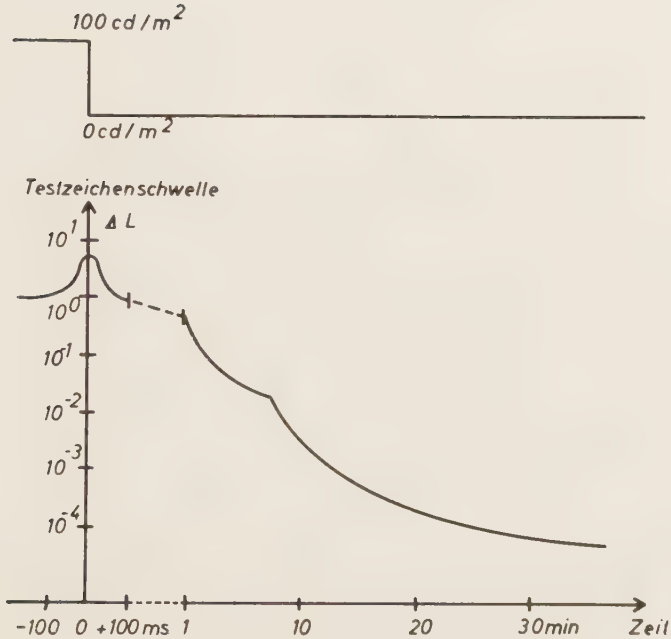


Bild 1 Schematischer Verlauf einer Dunkeladaptationskurve, die sich ergibt, wenn man die Leuchtdichte des Stimulierungsfeldes von 100 cd/m^2 auf 0 cd/m^2 verändert. Neben der Sofortadaptation im Zeitintervall von ca. -100 ms bis $+100 \text{ ms}$ sieht man die Zapfenadaptation ($1 \text{ min} - 8 \text{ min}$) und die Stäbchenadaptation (grösser 8 min).

kurve dargestellt. Der Verlauf einer solchen Kurve wird von vielen Faktoren beeinflusst, vor allem interessieren hier die Größe und die Lage der Überhöhungen zum Zeitpunkt des Ausschalt - bzw. Einschaltvorganges. Diese hängen ab von der Höhe des eingestellten Anfangs- und des erreichten Endniveaus der Leuchtdichte im Gesichtsfeld, der Anstiegs- bzw. Abfallszeit, mit der die jeweiligen Leuchtdichteend- und Leuchtdichteanfangsniveaus erreicht werden, von der Farbe des verwendeten Lichtes und von dem Netzhautort, an dem sich die einzelnen Vorgänge abspielen. Eine umfassende Abhandlung dieses Problemkreises findet man bei Hartmann (53) und Dinges (31). Wünschenswert wären nun Experimente, die es erlauben, getrennt den Einfluss der räumlichen und zeitlichen Veränderung der Leuchtdichte auf der Netzhaut auf die Ausprägung der Überhöhungen zu untersuchen, um deren Bedeutung für den Sehvorgang zu diskutieren. Leider ist aber eine präzise Trennung des Einflusses der räumlichen und zeitlichen Anteile bei der Übertragung und Weiterverarbeitung von Informationen durch den Gesichtssinn experimentell nicht leicht durchzuführen.

Seit langem ist nämlich bekannt, dass unser Auge auch dann Bewegungen ausführt, wenn wir subjektiv der Auffassung sind, ein Testobjekt starr zu fixieren. Man spricht in diesem Falle von den *unwillkürlichen* Augenbewegungen. Es gibt eine ganze Reihe von Arbeiten (7/25/26/35/39/42/46/51/54/57/58/72/76/81/82/92), in denen die Augenbewegungen während eines Sehvorganges untersucht wurden. Die wesentlichen Ergebnisse dieser Untersuchungen sollen kurz herausgestellt werden.

Die unwillkürlichen Augenbewegungen setzen sich danach aus drei Komponenten zusammen: dem *Tremor*,

den Driften und den Saccaden (Bild 2).

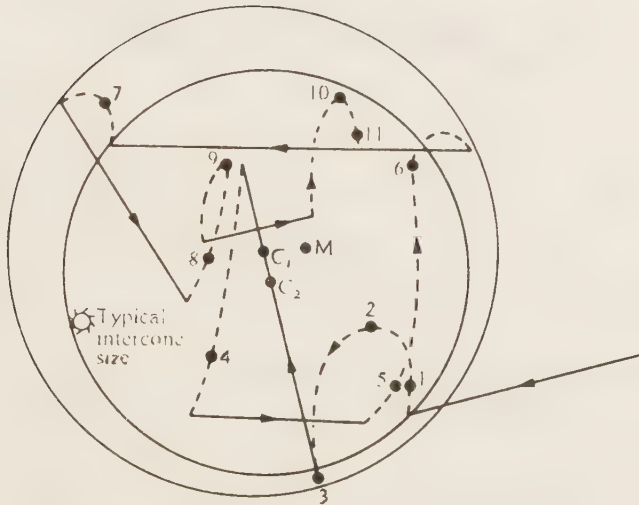


Bild 2 Diese Darstellung zeigt die unwillkürlichen Augenbewegungen, die auf einem 10' grossen Gebiet der Netzhaut ausgeführt werden;

Saccaden	—————	) (nach Fender 41)
Driften	-----	

Tremor: Eine unregelmässige Zitterbewegung des Auges mit einer Winkelgeschwindigkeit von 20'/sec. Ihr Frequenzspektrum reicht von ca. 30 bis etwa 100 Hz. Die Amplitude dieser Bewegung liegt bei 10 bis 30 Bogensekunden. (Bild 3)

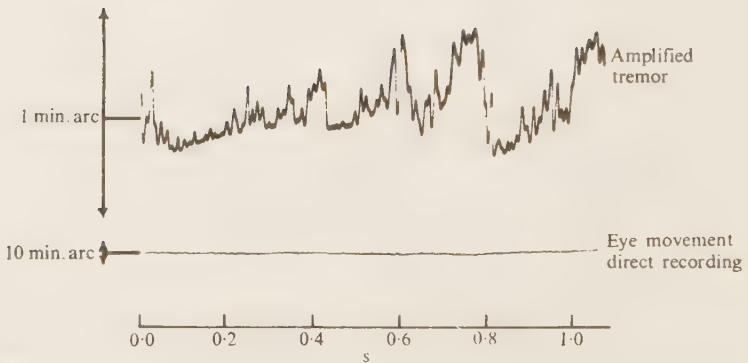


Bild 3 Augenbewegung hervorgerufen durch den Tremor (nach Fender 41)

Driften: Langsame aperiodische Wanderungen des Fixationspunktes zwischen den Saccaden mit einer Winkelgeschwindigkeit von ungefähr $5' - 10'/\text{sec}$. Da die Dauer der Driftbewegung, d.h. die Zeit zwischen den Saccaden ungefähr einige Zehntel bis zu etwa 5 Sekunden betragen kann, ist der Driftweg und der Saccadenweg von etwa derselben Grössenordnung.

Saccaden: In unregelmässigen Abständen von 0,03 bis 5 Sekunden auftretende Sprünge von einigen Hundertstel Sekunden Dauer. Während eines solchen Sprungs kann ein Winkel bis zu 50 Bogenminuten überstrichen werden. Die Winkelgeschwindigkeiten können bei $500'/\text{sec}$. und mehr liegen. Da nun die Saccaden viel höhere Win-

kelgeschwindigkeiten als die Driften haben, bewirken sie trotz ihrer kurzen Dauer etwa die gleiche Bildverschiebung auf der Retina wie die sehr viel langsameren, aber dafür länger dauernden Driften. (Bild 4)

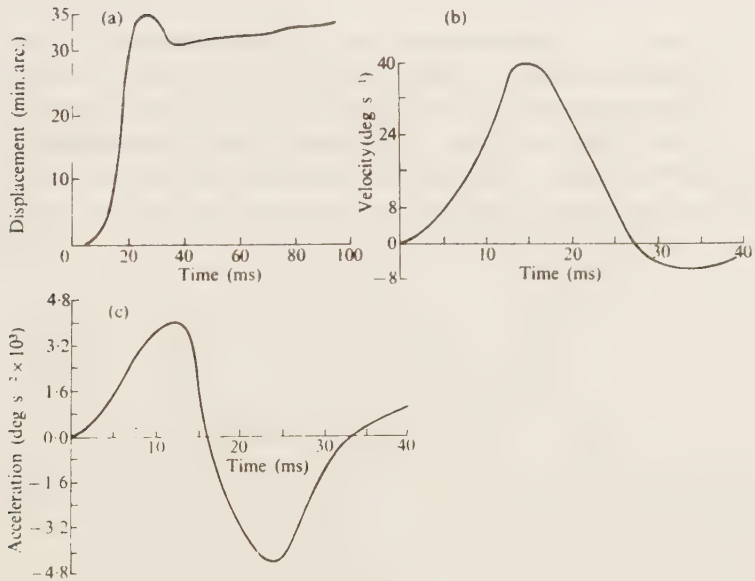


Bild 4 Durch Saccaden hervorgerufene Verschiebung auf der Netzhaut, deren Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung (nach Byford 8).

Viele Autoren (24/33/81/92) haben gezeigt, dass die Funktion und Bedeutung der Saccaden darin besteht, das Wegdriften der Fixation aus der Fovea zu verhindern (siehe Bild 2).

Über die Bedeutung des Tremors herrscht allgemein keine übereinstimmende Meinung. Einige Autoren (20/21/22/58/79) haben versucht die Rolle des Tremors beim Sehvorgang mit dem stabilisierten Netzhautbild zu erforschen. Sie fanden, dass der Tremor für die Wiederherstellung und Aufrechterhaltung des normalen Sehens von Bedeutung ist. Die sich teilweise widersprechenden Aussagen über den Tremor und seine Bedeutung liegen zum Teil an der ausserordentlich schwierigen Registrierung dieser Bewegungen.

Bei einer Person, die ein Testobjekt fixiert, bewirken die unwillkürlichen Augenbewegungen ständig eine unregelmässige zeitliche Änderung der Leuchtdichte an den Rezeptoren in den Konturen des Netzhautbildes.

In allen psycho-physikalischen Untersuchungen sind diese Leuchtdichteänderungen immer den im Gesichtsfeld durch den Experimentator vorgenommenen zeitlichen und örtlichen Leuchtdichteänderungen überlagert. Eine Methode, die es ermöglicht, das Verhalten des Sehapparates bezüglich räumlicher und zeitlicher Leuchtdichteänderungen ohne diese überlagerten Augenbewegungen zu untersuchen, ist die schon oben erwähnte **S t a b i l i s i e r u n g d e s N e t z h a u t b i l d e s**. Diese Methode beruht darauf, ein zu beobachtendes Testzeichen entsprechend den Augenbewegungen mit Hilfe geeigneter Vorrichtungen stets so nachzuführen, dass sein Netzhautbild relativ zur Retina ruht. Durch eine exakte Stabilisierung des Netzhautbildes wird erreicht, dass die durch die Augenbewegungen an den Rezeptoren der Netzhaut hervorger-

rufenen Leuchtdichteänderungen unterdrückt werden.

Anmerkung:

Mit Hilfe des stabilisierten Netzhautbildes konnte man klären, warum die vor den Rezeptoren der Netzhaut liegenden Nervenstränge und Blutgefäße beim Sehen nicht stören.

Diese Gebilde sind nämlich exakt stabilisiert, d.h. sie verändern ihre Lage relativ zu den darunter liegenden Rezeptoren nicht. Somit bleiben Leuchtdichteänderungen in diesen Rezeptoren aus. Eine künstliche Entstabilisierung, die man erreichen kann, wenn man Richtung, Wellenlänge oder Polarisierung des einfallenden Lichtes plötzlich verändert, lässt diese Gebilde für kurze Zeit erscheinen (59).

3. A U S G A N G S S I T U A T I O N

3.1 Bisherige Messungen zur Sofortadaptation

Ausgangspunkt der vorliegenden Arbeit bilden die Ergebnisse, die zunächst Hartmann (52) und später Dinges (31) in ihren Untersuchungen gefunden haben. Zur Erläuterung des Zusammenhanges zwischen den Augenbewegungen und den Sofortadaptationsvorgängen und im Hinblick auf die spätere Diskussion ist es sinnvoll, dass in diesem Abschnitt die wichtigsten Ergebnisse der oben genannten Autoren dargestellt werden. Sowohl die Untersuchungen von Hartmann (52) als auch die von Dinges (31) beschränkten sich auf die Untersuchung des schnellen Anteils des Adaptationsverlaufes, also auf die Messung der sog. Sofortadaptation, auch Alphaadaptation genannt. Es wurde für ein bestimmtes Testzeichen der Adaptationsverlauf in einem Zeitintervall von 200 ms bis 300 ms nach Änderung eines Stimulierungsreizes untersucht. Eine geeignete vollelektronische Meßanordnung erlaubte verschiedene Leuchtdichte-anfangs- und -endniveaus einzustellen. Ebenso konnte man die Leuchtdichteänderungszeit t_n in Schritten von 1 ms für ein geeignetes Zeitintervall verändern.

Der Verlauf der Testzeichenschwelle, wie er z.B. im Bild 5 dargestellt ist, ergab sich, ausgehend vom dunkeladaptierten Zustand, durch Anhebung der Leuchtdichte von 0 auf 50 cd/m^2 bei E mit einer Anstiegszeit von 1 ms und Absenken der Leuchtdichte bei A nach 3 min Dauer von 50 auf 0 cd/m^2 . Hier ist neben dem schon erwähnten Ausschalt- oder Off-Effekt auch ein ähnlicher Einschalt- oder On-Effekt zu beobachten (Bild 5).

Im Mittelpunkt der von Hartmann (52) und Dinges (31) durchgeführten Untersuchungen standen die relativen Überhöhungen. Es wurde festgestellt, inwieweit diese Überhöhungen abhängig sind von:

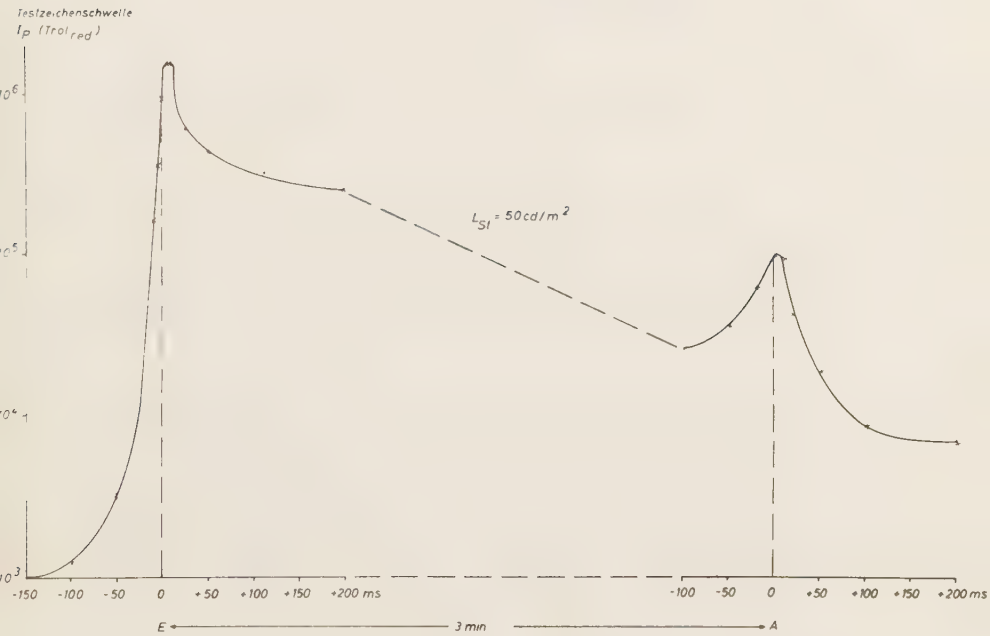


Bild 5 Adaptationsverlauf beim Ein- und Ausschalten eines Stimulierungsfeldes von 0 auf 50 cd/m^2 bzw. von 50 auf 0 cd/m^2 für weisses Licht, bei einer Anstiegszeit bzw. Ausschaltzeit des Stimulierungsfeldes von 1 ms (nach Hartmann).

- der Anstiegs- bzw. Abfallzeit
- dem eingestellten Leuchtdichtesprung
- dem gewählten Anfangs- bzw. Endniveau
- der Wellenlänge des verwendeten Lichts im Stimulierungsfeld.

Ergebnisse, die in der anschliessenden Diskussion von Bedeutung sind, werden im folgenden kurz zusammengefasst:

- 1.) Bei einem konstanten Leuchtdichtesprung ΔL hängt die relative Überhöhung von dem Verhältnis zwischen der erreichten Endleuchtdichte zu der Anfangsleuchtdichte des Stimulierungsfeldes ab. Mit grösser werdendem Verhältnis nehmen die relativen Überhöhungen zu.
- 2.) Die absolute Höhe der Überhöhung hängt vom eingestellten Leuchtdichteendniveau ab. Wird der Leuchtdichtesprung ΔL bei einer festen Endleuchtdichte so gewählt, dass er in etwa der Endleuchtdichte entspricht, so hat dann das Anfangsniveau keinen Einfluss auf die Ausprägung der Überhöhung. Bei einer Endleuchtdichte von 10 cd/m^2 ist es zum Beispiel unerheblich, ob man 1 bzw. $0,1 \text{ cd/m}^2$ als Anfangsniveau einstellt.
- 3.) Je grösser das gewählte Leuchtdichteendniveau bei sonst konstantem Leuchtdichtesprung ΔL ist, um so kleiner ist die Überhöhung.
- 4.) Die Leuchtdichteänderungszeiten üben immer einen deutlichen Einfluss auf die Überhöhung aus. Der Einfluss ist stets so, dass kleinere Änderungszeiten eine Vergrösserung der Überhöhung bewirken.
- 5.) Gleiche Leuchtdichteänderung dL/dt bei verschiedenen Versuchsbedingungen (z.B. verschiedene Anfangs-

niveaus der Leuchtdichte im Stimulierungsfeld) bewirken verschieden grosse Überhöhungen.

- 6.) Die Grösse der Überhöhung unter sonst gleichen Bedingungen ist von der Farbe des verwendeten Lichtes abhängig in der Reihenfolge grün ($\lambda = 515 \text{ nm}$), blau ($\lambda = 488 \text{ nm}$), rot ($\lambda = 633 \text{ nm}$), wobei bei grün die grössten Überhöhungen gemessen wurden.

3.2 Methode zur Stabilisierung des Netzhautbildes

Ein stabilisiertes Netzhautbild wird erzeugt durch Unterdrückung aller Bildverschiebungen des Netzhautbildes relativ zur Netzhaut. Die experimentelle Realisierung eines stabilisierten Netzhautbildes erfordert immer einen mehr oder minder grossen Aufwand, da es keine Möglichkeit gibt, Augenbewegungen dadurch zu verhindern, dass man das Auge der Versuchsperson einfach festhält. Entscheidende Verbesserungen konnten erzielt werden, seitdem man mit Erfolg hierfür entsprechend angepasste Kontaktlinsen verwenden konnte. So gebrauchten manche Autoren (81/93) die folgende oder ähnliche Anordnungen (Bild 9).

Dieser Aufbau ist der Testperson auf das Auge aufgesetzt worden. Es wird verständlich, dass das durch die Mikrooptik erzeugte Bild des Testzeichens auf der Netzhaut innerhalb gewisser Grenzen stabilisiert ist, wenn man bedenkt, dass der gesamte Aufbau die vom Auge ausgeführten Bewegungen mitmacht. Anderen Autoren erschien die obige Anordnung zu träge, als dass diese im Stande sein sollte, auch die feinsten Augenbewegungen zu kompensieren. Geringer wird dieser störende Effekt, wenn man eine spezielle Kontaktlinsentechnik anwendet, wie es z.B. Ditchburn u.a. (34/85) taten. Dabei wird ein kleiner, an der Kontaktlinse

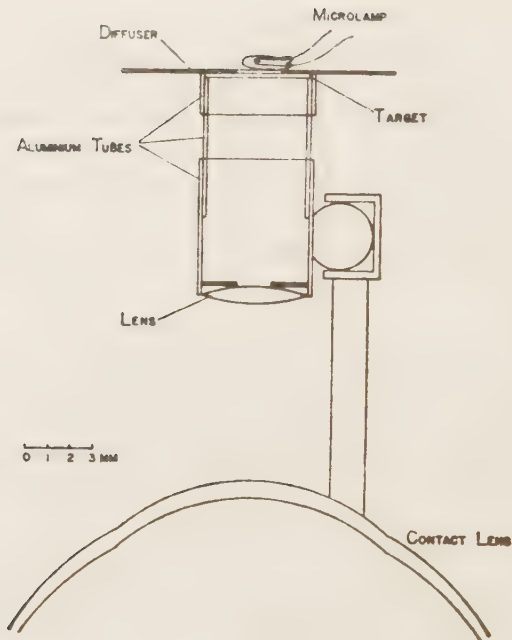


Bild 9 Die direkte optische Methode zur Stabilisierung des Netzhautbildes (81).

befestigter Spiegel benutzt, um ein Testzeichen auf einem Schirm abzubilden. Durch dieselbe Kontaktlinse betrachtet das Auge den Schirm, während das andere Auge abgedeckt ist. Da durch die Reflexion am Spiegel der Drehwinkel des Auges stets verdoppelt wird, wird die optische Weglänge vom betrachtenden Auge zum Schirm doppelt so lang gewählt wie der Abstand des Spiegels zum Schirm.

Das Testzeichen kommt dann bei Drehung des Auges immer auf dieselbe Netzhautstelle. Allerdings werden senkrechte Augenbewegungen oder Rotationen des Auges um die Sehachse mit dieser Anordnung nicht kompensiert.

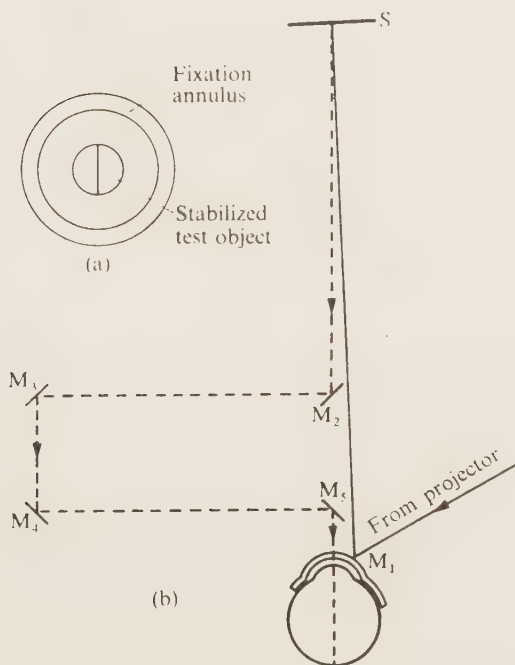


Bild 10 Anordnung zur Stabilisierung des Netzhautbildes (85).

Diesen Schwierigkeiten kann begegnet werden, wenn man eine verbesserte Anordnung benutzt, wie sie Cloves und Ditchburn vorgeschlagen haben (20). Dieses Verfahren ermöglicht prinzipiell eine hinreichende Präzisierung des Netzhautbildes bezüglich der X-Y-Verschiebung und der Verrollung um einen Winkel α . Man erreicht dies, indem man den Spiegel auf der Kontaktlinse so befestigt, dass er senkrecht zur Sehachse steht. Ausserdem ist es wegen der Lichtausbeute günstiger, keinen Schirm zu benutzen, sondern das Testzeichen mit Hilfe von Umlenkspiegeln und Linsensystemen direkt zu betrachten. Die durch eine Augenbewegung erzeugte Verdoppelung des Drehwinkels am Kontaktlinsenspiegel wird hier durch ein Linsensystem mit dem Vergrösserungsverhältnis von 1 : 2 kompensiert. Das Blockschaltbild im Bild 11 gibt den Aufbau der Apparatur schematisch wieder.

Über ein Projektionssystem P wird ein Testzeichen angeboten. Durch den Spiegel S1 und den Strahlenteiler ST wird der Lichtstrahl auf einen Spiegel AS gelenkt, der auf einer Kontaktlinse befestigt ist. Der reflektierte Strahl passiert den Strahlenteiler ST, durchläuft das Teleskopsystem T und wird schliesslich über die Spiegel S2 und S3 der Testperson angeboten. Die Testperson beobachtet also ein Bild, das über den Augenspiegel AS abgebildet wird. Das Bild wird sich nur dem Auge entsprechend bewegen. Durch eine geeignete Wahl der Brennweiten (1:2) der im Teleskopsystem verwendeten Objektive wird erreicht, dass das dargebotene Bild auf der Netzhaut stehen bleibt. Die Qualität der Stabilisierung wird optimal, wenn die Normale des Augenspiegels parallel zur Sehachse ist und das Licht senkrecht auf den Kontaktlinsenspiegel fällt.

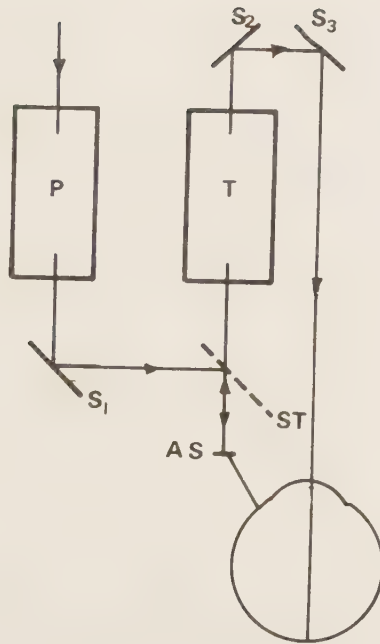


Bild 11 Schematischer Aufbau einer Anordnung zur Stabilisierung des Netzhautbildes nach dem Teleskopprinzip.

Zeichenerklärung:

- P : Projektionssystem
- S_{1/2/3} : Spiegel
- ST : Strahlenteiler
- AS : Augenspiegel
- T : Teleskopsystem

Es gibt eine Reihe von Gründen Stabilisierungsmethoden, bei denen Kontaktlinsen verwendet werden, kritisch zu begegnen. Die Genauigkeit solcher Stabilisierungsmethoden wird wesentlich durch den guten Sitz der verwendeten Kontaktlinsen bestimmt, der aber nur dann erreicht wird, wenn die Kontaktlinsen steil angepasst bzw. durch entsprechende Vorrichtungen angesaugt werden (47/94). Aus unseren eigenen Erfahrungen kann geschlossen werden, dass auch das Ansaugen von Limbus- oder Scleralschalen einen für diese Untersuchungen starken Eingriff in den normalen Sehvorgang darstellt.

Eine Verfälschung der Meßergebnisse durch den Gebrauch von Lokalanästhetika, die von manchen Autoren verwendet wurden, kann nicht ganz ausgeschlossen werden. Es ist daher verständlich, dass man nach neuen Wegen und Möglichkeiten gesucht hat, um von den oben erwähnten Schwierigkeiten wegzukommen. (58). Kelly und Crane schlugen ein Verfahren vor, welches auf die Verwendung von Kontaktlinsen verzichtete. Eine spezielle elektronische Abtastung der Blutgefäße der Retina sollte danach die Registrierung von Augenbewegungen ermöglichen. Man hat dabei das Bild der Retina mittels einer Funduskamera extern abgebildet und auf eine hier nicht weiter ausgeführte Art die Bewegung der Blutgefäße elektronisch verfolgt. Diese Methode erlaubt prinzipiell eine weitgehend verzögerungsfreie Nachführung eines dargebotenen Testbildes durch ein entsprechendes Kompensationssystem. Auf diese Weise kann man ein gut stabilisiertes Netzhautbild erzeugen- diese Methode wird an einer anderen Stelle erläutert-.

3.3 Problemstellung

Ein Zusammenhang zwischen den Sofortadaptationsvorgängen

und den unwillkürlichen Augenbewegungen ist anzunehmen, da sich infolge dieser Bewegungen das Netzhautbild relativ zu den Rezeptoren der Retina bewegt. Je nach Art und Grösse der Bewegungen erfahren die einzelnen Rezeptoren bzw. ganze Rezeptorgebiete Leuchtdichteänderungen. Die Grösse der Leuchtdichteänderung an einer bestimmten Stelle der Netzhaut in der Umgebung eines abgebildeten Testzeichens hängt von dem Leuchtdichteverlauf in der Objektkontur und von der Art der Bildverschiebung ab. Die Änderungsgeschwindigkeit der Leuchtdichte an der betrachteten Stelle wird durch die Geschwindigkeit des Netzhautbildes, durch die Steilheit des Leuchtdichteübergangs und die Grösse der Leuchtdichteänderung bestimmt. Für die drei Arten der unwillkürlichen Augenbewegungen gilt dann Folgendes:

Der **T r e m o r** bewirkt eine Verschiebung des Netzhautbildes um etwa die Grösse eines Zapfendurchmessers. Durch das stets unscharfe Netzhautbild (siehe Bild 12) ist der Beleuchtungsunterschied zwischen zwei benachbarten Zapfen relativ gering. Zur Verschiebung des Netzhautbildes um diese Strecke wird durch den Tremor eine Zeit von etwa 20 ms benötigt.

Die **S a c c a d e n** verschieben das Netzhautbild bis zu 20 Bogenminuten (etwa 60μ) in ungefähr 10 msec. Wenn man für die Unschärfe des Netzhautbildes eines scharfberandeten Objekts ungefähr 4 Bogenminuten (12μ) annimmt, so ergibt sich, dass durch die Saccaden der größtmögliche Leuchtdichteunterschied für einen bestimmten Netzhautort, innerhalb von 2 msec hervorgerufen wird.

Die **D r i f t e n** haben eine Bewegungsgeschwindigkeit von ungefähr 1 bis zu maximal 30 Bogenminuten pro Sekunde (3μ). Das Netzhautbild verschiebt sich dabei durchschnittlich in einer msec nur um Bruchteile eines Zapfendurchmessers ($0,01\mu$).

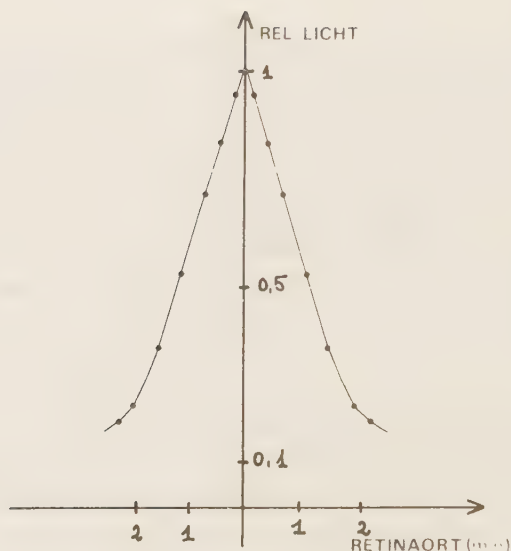


Bild 12 Lichtverteilung eines idealen Spaltes auf der Netzhaut nach Röhler (1962). Der ideale Spalt ist gedacht als eine Aneinanderreihung von idealen Punkten längs einer Geraden.

Dadurch wird klar, dass es grundsätzlich zwei Möglichkeiten gibt, Sofortadaptationsvorgänge auszulösen. Entweder wird bei stabilen Bedingungen die Leuchtdichte zeitlich variiert oder es wird durch die Augenbewegung eine im Aussenraum vorgegebene, örtlich und zeitlich konstante Leuchtdichteverteilung über die Netzhaut bewegt. Verschiebt man durch Augenbewegungen ein Netzhautbild relativ zur Netzhaut, so ergeben sich, bezogen auf eine bestimmte Netzhautstelle, genau die gleichen Erscheinungen wie bei ortsfester Bildlage aber zeitlicher Veränderung der Bildleuchtdichte. Es interessieren dabei stets die Vorgänge,

die sich auf der Netzhaut abspielen. Es soll nun geklärt werden, ob und inwieweit die Auslösung von Sofortadaptationsvorgängen mit den unwillkürlichen Augenbewegungen in Zusammenhang gebracht werden kann. Dabei wird davon ausgegangen, dass durch Leuchtdichtemanipulation im stabilisierten Netzhautbild analoge Adaptationseffekte ausgelöst werden können, wie man sie erhält, wenn man eine zeitlich konstante Leuchtdichtevertelung im Objektraum örtlich verschiebt. Mit dem stabilisierten Netzhautbild kann man eine Analyse des Einflusses der zeitlichen und örtlichen Leuchtdichteänderung auf die Netzhaut vornehmen. Anhand dieser Ergebnisse sollen dann die Beziehungen zwischen den Augenbewegungen und den Sofortadaptationsvorgängen und ihre Bedeutung für den Sehvorgang diskutiert werden.

3.4 Versuchsplanung und Messprogramm

Das Arbeits- und Messprogramm wurde wesentlich durch die speziellen Schwierigkeiten beeinflusst, die mit der Realisierung der Experimente zum stab. Netzhautbild zusammenhängen. Da wir auf keine eigenen Erfahrungen zu diesem Problemkreis zurückgreifen konnten, stützten wir uns auf bereits vorhandene Methoden (opt. Stabilisierung) und passten sie unseren speziellen Versuchsbedingungen an. Parallel dazu begannen wir mit der Entwicklung und dem Bau einer elektr. Mess- und Kompensationsapparatur, um von den bereits genannten Schwierigkeiten der opt. Stabilisierung unabhängig zu werden. Es war beabsichtigt, optische und elektr. Stabilisierung nebeneinander durchzuführen und diese miteinander zu vergleichen. So ergab sich im Rahmen der Versuchsplanung folgendes Arbeitsprogramm:

- 1.) Aufbau einer Apparatur, die eine Stabilisierung des Netzhautbildes auf optischen Weg ermöglicht. Dabei

wurde ein experimenteller Aufbau gewählt, der unsere speziellen Bedingungen berücksichtigte und der eine modifizierte Methode nach Clowes und Ditchburn darstellte.

- 2.) Entwicklung einer Apparatur, die basierend auf den Überlegungen von Crane und Kelly, eine vollelektronische Stabilisierung des Netzhautbildes ermöglicht.

Sodann wurde folgendes Messprogramm durchgeführt:

Optische Methode

Für eine bestimmte Wellenlänge (rot) wird die Erkennungsrate für zwei verschiedene Leuchtdichtesprünge $\Delta L_1 = 1 \text{ cd/m}^2$ und $\Delta L_2 = 15 \text{ cd/m}^2$ im stabilisierten Netzhautbild in Abhängigkeit der Leuchtdichteanstiegszeit gemessen.

Elektronische Methode

Dieses Verfahren erleichterte die Versuchsdurchführung gegenüber der optischen Methode wesentlich und erlaubte daher ein umfassenderes Messprogramm. So wurden Messreihen bei drei verschiedenen Wellenlängen (rot, grün, blau) für mehrere Leuchtdichtesprünge und sowohl für den Einschalt- als auch für den Ausschaltvorgang aufgenommen.

4. VERSUCHSAUFBAU - TECHNISCHE DETAILS

4.1 Apparatur zur Erzeugung einer beliebigen Leuchtdichteänderung $\frac{dL}{dt}$ im Testzeichenbild

Zur Erzeugung der für die Untersuchung gewünschten Leuchtdichteänderung im Testzeichen konnte auf ein Pockels-Zellen-Steuerungs-System (PZSS) zurückgegriffen werden, wie es bei der Messung zum Adaptationsverlauf von Dinges verwendet wurde^{+) (Bild 13).}

Die Laserlichtmodulation mittels der Pockelszelle ermöglicht:

- 1.) Fest einstellbare Anfangs- und Endniveaus der Leuchtdichte im Testzeichen
- 2.) Beliebig einstellbare Anstiegs- und Abfallzeit der Leuchtdichte im Testzeichen zwischen 0,5 ms und 100 ms.

4.2 Apparatur zur optischen Stabilisierung

Der schematische Aufbau der Apparatur ist der Abbildung 14 zu entnehmen (Bild 14). Durch den Aufbau I (Laser, optisches System mit Pockels-Zelle) wurde das dargebotene Testzeichen TZ homogen ausgeleuchtet. Die Objektive L_1 und L_2 bilden das Testzeichen über den auf einer Kontaktlinse befestigten Augenspiegel AS und über den Strahlenteiler ST in die Brennebene des Objektivs L_4 ab. Jede Bewegung des Auges und des darauf angebrachten Augenspiegels AS um den Winkel α führt dazu, dass ein vom Testzeichen TZ kommender Strahl um den Winkel 2α abgelenkt wird. Um nun eine Stabilisierung zu erreichen, muss das

+) Ausführliche Beschreibung siehe Dissertation von Dinges (in Vorbereitung)

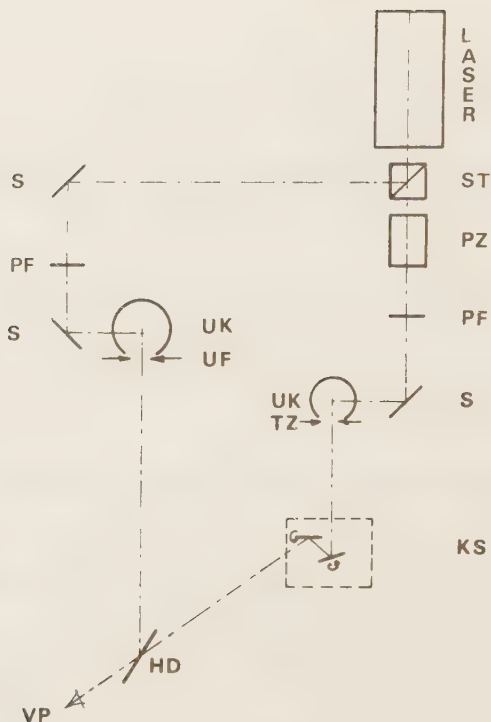


Bild 13 Schematischer Aufbau der Apparatur zur Erzeugung des Umfeldes und des Testzeichens

Zeichenerklärung:

- UF : Umfeld
- S : Spiegel
- TZ : Testzeichen
- PZ : Pockels-Zelle
- ST : Strahlenteiler
- UK : Ulbrich-Kugel
- VP : Versuchsperson
- PF : Polarisationsfilter
- KS : Kompensationsspiegel
- HD : Halbdurchlässiger Spiegel

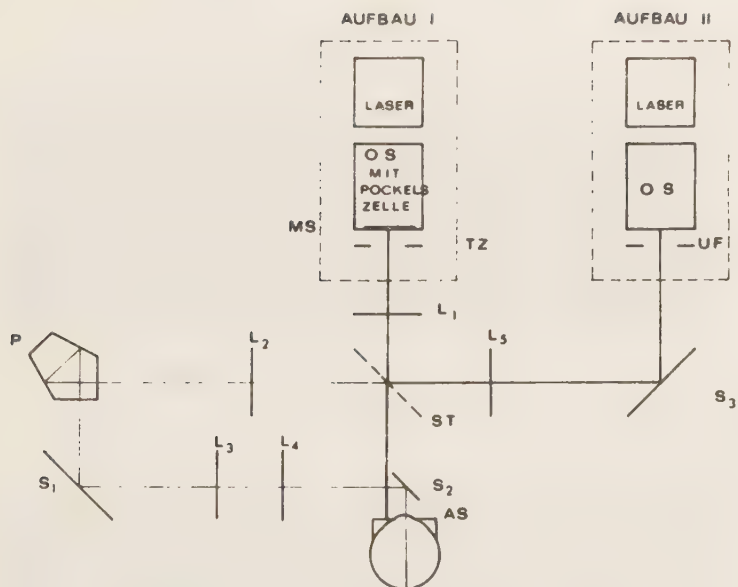


Bild 14 Schematischer Aufbau der Apparatur zur optischen Stabilisierung des Netzhautbildes (modifiziertes Verfahren nach Clowes-Ditchburn)

Zeichenerklärung:

- MS : Mattscheibe
- TZ : Testzeichen
- UF : Umfeld
- $S_{1/2/3}$: Umlenkspiegel
- AS : Augenspiegel
- ST : Strahlenteiler
- P : Prisma
- $L_{1/2/3/4/5}$: Objektive

Bild des Testzeichens eine optische Weglänge durchlaufen, die das Zweifache der Projektionsdistanz vom Augenspiegel AS beträgt. Dies wird dadurch bewerkstelligt, dass die Objektive L_2 und L_3 ein Teleskopsystem mit dem Vergrößerungsverhältnis von 1:2 bilden. ($f_2 = 210$ mm und $f_3 = 420$ mm). Über den Umlenkspiegel S_2 kann das Testzeichen scharf auf der Netzhaut abgebildet werden. Das Objektiv L_3 , eine Feldlinse, ist so gestellt, dass sie keinen Einfluss auf das Vergrößerungsverhältnis hat. Ihre Brennweite ist so gewählt, dass sie den Augenspiegel in die künstliche Pupille abbildet und somit die Bedingung für eine Maxwell-Beobachtung erfüllt wird. Das vom Aufbau II erzeugte Umfeld UF wird seitlich über einen Umlenkspiegel S_3 und das Objektiv L_5 in das System eingeblendet. Besonders sorgfältig musste man bei der Anfertigung der Kontaktlinse mit Ringspiegel verfahren. Die Güte der Stabilisierung des Netzhautbildes wird durch den Sitz des Systems "Kontaktlinse-Spiegel" entscheidend beeinflusst. Die Masse dieses Systems (bei uns ca. 320 mg) musste klein sein, damit der Spiegel weitgehend trägheitslos den feinen Augenbewegungen folgen konnte. Nach einer Vielzahl von zeitraubenden Versuchen wurden im Institut Kontaktlinsen entwickelt, die unseren Vorstellungen weitgehend entsprachen. Als geeignet erwiesen sich Kontaktlinsen, die auf dem Limbus aufsitzen ($\varnothing = 15$ mm) und die steiler als üblich angepasst werden, wodurch ein selbständiger leichter Ansaugeneffekt hervorgerufen wird. Um die Trägheit dieses Systems möglichst klein zu halten, wurde ein Ringspiegel aus Plexiglas auf die Kontaktlinse aufgesetzt, dessen plane Fläche mit Aluminium bedampft war (siehe Foto 1). Bei dieser Montierung des Spiegels hat sich auch als vorteilhaft erwiesen, dass der Spiegel in einem Vorversuch so auf die Kontaktlinse aufgesetzt werden konnte, dass eine hinreichend gute Parallelität der Spiegelnormalen zur Sehachse erreicht wurde.

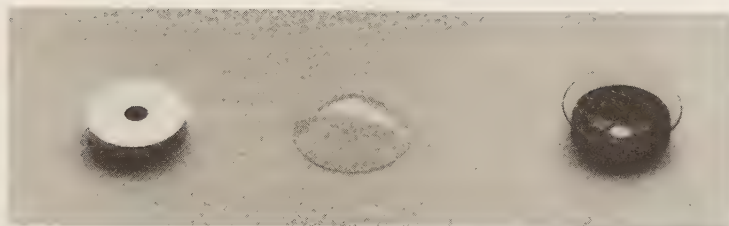


Foto 1



Foto 2

Bild 15 Kontaktlinsen, die bei der optischen Stabilisierung verwendet wurden

Dies war eine Vorbedingung, um gute Stabilisierung zu erzielen (20). Durch Verwendung von Lidspreizen verhinderten wir den unerwünschten Lidschlag (siehe Foto 2). Einflüsse der Gravitation auf den Sitz der Kontaktlinse wurden dadurch verhindert, dass die Testperson während der Versuche horizontal lag.

4.3 Apparatur zur elektronischen Stabilisierung des Netzhautbildes

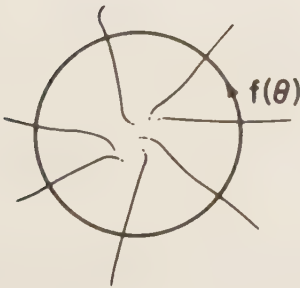
4.3.1 Registrierung der Augenbewegungen - Erläuterung des Grundprinzips

Ausgangspunkt für den Bau unseres Elektronischen - Bewegungs - Kontroll - Systems (im folgenden kurz ELBEKOS genannt) bildeten die Überlegungen von Crane und Kelly (58/59). Crance und Kelly gingen davon aus, dass eine bestimmte Markierung elektronisch so abgetastet werden kann, dass nach einer geeigneten elektronischen Aufzeichnung die Verschiebung in X-Richtung, in Y-Richtung und die Verrollung α meßbar wird. Um die Speicherkapazität und somit die Kosten beim Bau eines solchen Systems in vernünftigen Grenzen zu halten, empfiehlt es sich, eine eindimensionale Abtastung einer zweidimensionalen Markierung vorzunehmen. Eine solche Abtastung muss, und das ist die wichtige Voraussetzung, alle erforderlichen Informationen für die stattfindene Bewegung der Markierung in X-, Y- Richtung sowie die Verrollung um den Winkel α liefern. Es kann nun gezeigt werden, dass eine sog. "Kreisabtastung" (Kreis-Scan) einer zweidimensionalen Struktur (Bild 16) diese Bedingung gut erfüllt.

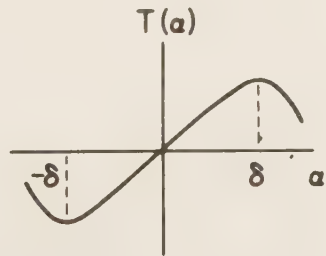
Dieser Sachverhalt ist ausführlich im Anhang dargestellt. Aus dieser Ausführung folgt, dass die Formel:

$$(1) \quad T(\alpha, \delta) = \int_0^{2\pi} f_{\delta} f(\Theta) d\Theta$$

die Registrierung einer Verrollung um den Winkel α beinhaltet, wenn die Verrollung um eine Achse geschieht, die durch die Mitte des Abtastkreises geht. Voraussetzung ist, dass keine X- bzw. Y-Verschiebung der Markierung stattfindet. Dabei ist die Funktion $f(\Theta)$ das Echt-Zeit-Bild-Signal (real-time-video-signal) und f_{δ} eine ganz bestimmte Speicherfunktion.



(a)



(b)

TA-6319-2

Bild 16 a.) Kreisabtastung an schematischen Strukturen
b.) Antwortsignal für eine Verrollung

Ein elektronisches System, welches eine Funktion, wie in Gleichung (1) dargestellt, verwirklicht, zeigt die unten angegebene Schaltskizze (Bild 17).

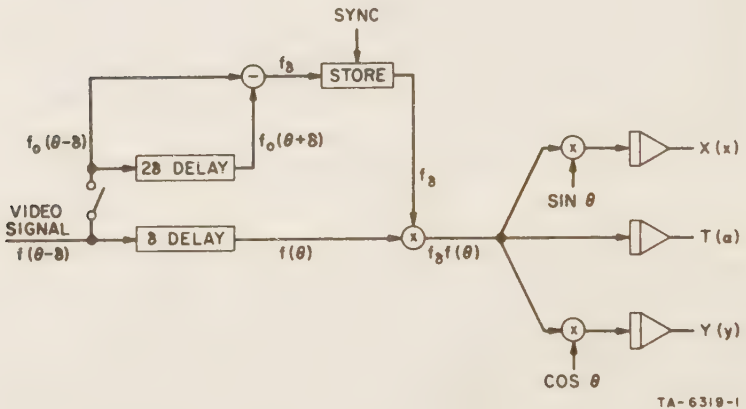


Bild 17 Kreuz-Korrelation des Bild-Signals der Abtastung mit einem vorher abgespeicherten Umlauf zur Registrierung der Bewegung in X- und Y-Richtung sowie der Verrollung um den Winkel α .

Ist ein Anfangs-Bild-Signal durch eine Funktion $f(\theta - \delta)$ gegeben, so kann durch die Verzögerung 2δ und die Differenzbildung $f(\theta + \delta) - f(\theta - \delta) = f_\delta$ die Speicherfunktion f_δ gebildet werden, die nur am Anfang einmal erzeugt wird. Zur Bestimmung des Rotations-Antwort-Signals wird während der weiteren Abtastung der Markierung die

Speicherfunktion f_0 mit dem Echt-Zeit-Bild-Signal $f(\Theta)$ durch Multiplikation und Integration über einen vollen Umlauf korreliert.

Entsprechend der Registrierung der Rotation, kann bei einer beliebigen Bewegung die Trennung der Bewegung in X- und Y-Komponenten vorgenommen werden. Zu diesem Zweck muss man die dazugehörigen Anteile des Bild-Signals vor ! der Integration mit $\sin \Theta$ bzw. $\cos \Theta$ multiplizieren, so dass folgt:

$$(2) \quad X(x) = \int_0^{2\pi} f_0 f(\Theta) \sin \Theta d\Theta$$

$$(3) \quad Y(y) = \int_0^{2\pi} f_0 f(\Theta) \cos \Theta d\Theta$$

Die Kontrollfunktionen $X(x)$ und $Y(y)$ haben grundsätzlich dieselbe Form wie in Abbildung 17 dargestellt. Die Registrierung der kleinsten X, Y-Verschiebungen wird auch hier wie bei der Messung der Verrollung α nur durch das Signal-Rausch-Verhältnis beschränkt.

Abbildung 18 stellt dar, dass die rechteckigen Komponenten genügend Information über die jeweils stattgefundene Bewegung enthalten. Hierzu wird der Fall einer einfachen X-Bewegung durchgesprochen. Das Bild - Signal (vergleiche mit dem Kontrast-Signal auf Seite 38) ist gekennzeichnet durch zwei breite Impulse, die von der Kreisabtastung während eines vollen Umlaufs von zwei Kanten stammen. Die ersten vier Kurven demonstrieren, ausgehend vom

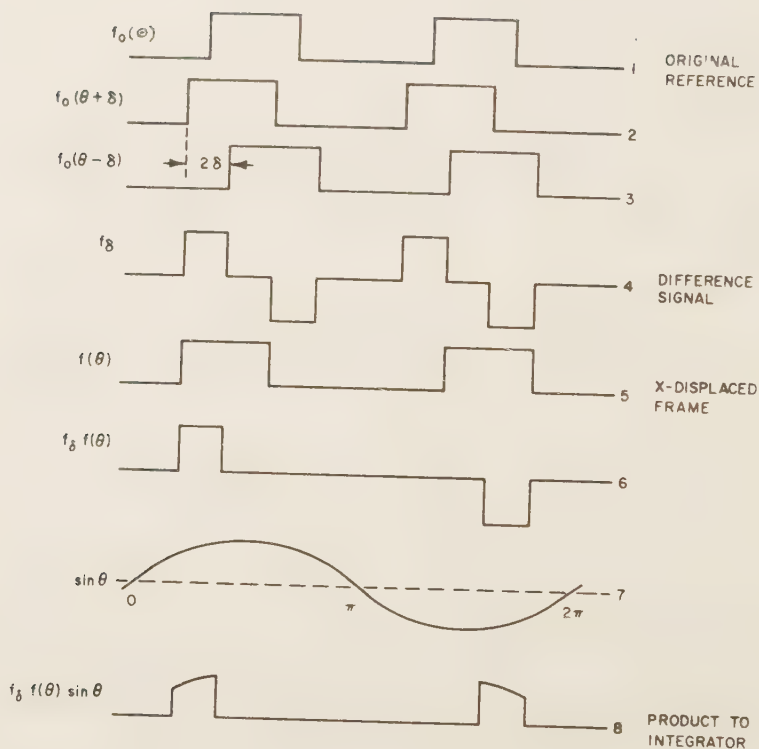


Bild 18 Schematische Darstellung des Kreuz-Korrelations-Prozesses bei der Verfolgung von horizontalen Bewegungen.

Referenzsignal $f_0(\Theta)$, die Bildung des abgespeicherten Differenzsignals f_{δ} . Die fünfte Kurve zeigt das Echt-Zeit-Bild-Signal, welches durch die Verschiebung der Markierung um 2δ zustandegekommen ist. Dieses verschiebt den ersten Impuls so, dass er mit dem positiven Anteil des Differenzsignals f_{δ} und der zweite mit dem negativen Anteil von f_{δ} zusammenfällt. Erfolgt wie vorausgesetzt, keine Verrollung, so ist das Integral (1) gleich Null. Um von Polarkoordinaten auf Karthesische überzugehen, multipliziert man vorher das Produkt $f \cdot f(\Theta)$ mit dem $\sin \Theta$. Dadurch dreht sich das Vorzeichen des negativen Impulses von $f_{\delta} \cdot f(\Theta)$ um. Das Integral über dieses Produkt liefert dann ein Mass für die reine X-Verschiebung. Findet eine X-Verschiebung der Markierung in der anderen Richtung statt, so werden die Impulse der Kurve (8) ohne weitere Veränderung negativ. Analoge Überlegungen können auch für den Fall einer Y-Verschiebung der Markierung durchgeführt werden. Hier muss man beachten, dass das Produkt von $f_{\delta} \cdot f(\Theta)$ mit dem $\cos \Theta$ multipliziert und das Integral darüber gebildet wird.

4.3.2 Experimenteller Aufbau des ELBEKOS

Bevor die Funktionsweise und die elektronische Realisierung des ELBEKOS im einzelnen beschrieben wird, sei folgende Bemerkung gestattet. Kelly und Crane haben in ihrer Arbeit die Abtastung der Blutgefässe im blinden Fleck der Retina als Markierung vorgeschlagen, die sie mittels einer modifizierten Fundus-Kamera extern abbilden konnten, um sie dort abzutasten. Dies mag zweckmässig gewesen sein, wenn man sich auf die Messung der Augenbewegung beschränkt. Eine solche Abtastung war für die von uns durchzuführenden Experimente nicht zweckmässig, weil die Abtastung der Blut-

gefässe im blinden Fleck der Retina die von uns geforderte freie Beobachtung in unzulässiger Weise eingeschränkt hätte. Gegen die Abtastung von Blutgefässen als natürliche Markierung spricht noch eine andere Tatsache. Naturgemäss ist der Kontrastübergang der Blutgefässe meist nicht besonders scharf, so dass bei der Registrierung der Bild-Signale das Signal-Rausch-Verhältnis so ungünstig ausfallen kann, dass Bewegungen $\angle 5$ Bogenminuten nicht mit Sicherheit erfasst werden. Augenbewegungen dieser Grössenordnung würden somit bei der Stabilisierung des Netzhautbildes nicht kompensiert.

Dieser Sachverhalt ist durch das Abtasten der Blutgefässe der Sclera geprüft worden, wo sicherlich günstigere Verhältnisse bezüglich der Kontraste und der Lichtausbeute vorzufinden sind als auf der Retina. Da wir nicht in Erfahrung bringen konnten, welche Genauigkeiten nun letztlich die von Crane und Kelly angestrebte Abtastung erlaubt - die Apparatur befand sich ebenfalls im Entwicklungsstadium - wählten wir einen grundsätzlich anderen Aufbau. Wir entschieden uns für die Abtastung einer künstlichen Markierung, die temporal vom Limbus auf dem Augenbulbus angebracht wurde. Die entscheidenden Vorteile dieser Methode bestanden darin, dass das Signal-Rausch-Verhältnis sich günstig gestaltete und dass je nach Empfindlichkeitseinstellung der Apparatur Augenbewegungen bis zu 20 " erfasst werden konnten.

Das Funktionsprinzip dieses Verfahrens wird im folgenden kurz skizziert:

Das Bild einer kreisförmigen Lichtquelle, erzeugt durch einen schnell rotierenden Leuchtpunkt (KREIS-SCAN) wird durch ein geeignetes OPTISCHES SYSTEM auf die auf dem Augenbulbus befindliche künstliche MARKIERUNG abgebildet.

Während eines vollen Umlaufs wird der Leuchtpunkt verschieden absorbiert, je nach dem ob er auf die Sclera oder auf die Markierung fällt. Die vom Augenhilfbus reflektierten Lichtbündel und der zeitliche Verlauf der Kontraste während des Umlaufes werden durch die ELEKTRONIK wie folgt verarbeitet:

Aus dem Vergleich zwischen der zuerst abgespeicherten und der im nächstfolgenden Umlauf des Punktes entstehenden Kontrastkurve wird das Regelsignal gewonnen. Dieses Regelsignal wird dazu benutzt, den kreisförmigen Umlauf des Leuchtpunktes durch Anlegen entsprechender Spannungen an die Ablenkplatten der Kathodenstrahlröhre (CRT) elektronisch stets so nachzuführen, dass der Kreis immer auf die am Augenhilfbus markierten Stelle abgebildet wird, unabhängig von allen willkürlichen und unwillkürlichen Augenbewegungen. Daraus folgt, dass die Nachführung der kreisförmigen Lichtquelle voll den stattgefundenen Augenbewegungen entspricht. Die so gewonnenen Signale für die Augenbewegungen werden dazu benutzt, ein senkrecht zueinander angeordnetes SPIEGELSYSTEM so zu steuern, dass ein über diese Spiegel beobachtetes Testzeichen auf der Netzhaut stabilisiert werden kann.

4.3.2.1 Erzeugung des Abtastkreises

Der Elektronenstrahl einer Kathodenstrahlröhre (CRT) vom Typ VALVO Q 13-110 GV erzeugt auf ihrem Schirm einen Leuchtpunkt mit einem Durchmesser von $d = 0,1 \text{ mm}$. Zwei gekreuzte mit einem konstanten Sinus- bzw. Cosinus-Strom betriebene Spulen (Helmholtz-Spulen) lenken den Elektronenstrahl so ab, dass der Leuchtpunkt auf dem Schirm einen Kreis beschreibt, dessen Durchmesser und

Leuchtdichte je nach experimentellen Erfordernissen frei eingestellt werden konnte. Die Umlauffrequenz des Leuchtpunktes beträgt $F_u = 500 \text{ Hz}$.

4.3.2.2 Optisches System

Der von der Kathodenstrahlröhre erzeugte Kreis wird durch das Objektiv OB 1 auf die Markierung des Auges abgebildet. Die vom Auge reflektierten Lichtbündel werden dann mittels des Objektivs OB 1, des Umlenkspiegels S und des Objektivs OB 2 auf den Fotomultiplier PM abgebildet. Der Abstand zwischen dem Kreis (CRT) und dem Objektiv OB 1 war frei wählbar, sodass man für die Abbildung des Kreises auf die Markierung verschiedene Abbildungsverhältnisse einstellen konnte. Der störende Einfluss des Streulichtes und der an den Oberflächen der Objektive entstehenden Lichtreflexe des Kreises auf das Kontrastsignal konnte durch geeignetes Kreuzen der Polarisationsfilter PF1 und PF2 auf ein Mindestmass reduziert werden. Die gesamte Anordnung war in einem lichtdichten Kanal untergebracht, um so die störende Wirkung des Streulichtes aus der Umgebung zu vermeiden (Bild 19).

4.3.2.3 Markierung

Dem Auflösungsvermögen und der Empfindlichkeit der Apparatur waren durch das Signal-Rausch-Verhältnis Grenzen gesetzt. Das Signal-Rausch-Verhältnis wird, wie bereits oben diskutiert, stark durch die Güte des Video-Signals beeinflusst. Prinzipiell ist die Elektronik so ausgelegt worden, dass auch bei der Verwendung der Blutgefäße der Bindehaut als Markierung, die Apparatur für bestimmte Untersuchungen hinreichende Genauigkeit erreicht. Bei den vorliegenden Messungen entschieden wir uns für eine künstliche Markierung.

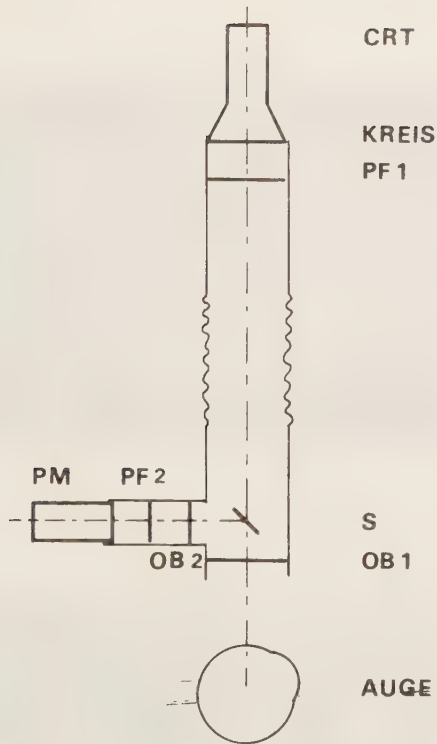


Bild 19 Optischer Aufbau zur Abbildung des Abtastkreises auf die Augenstruktur und zur Aufnahme der reflektierten Anteile durch einen Fotomultiplier.

Zeichenerklärung:

- CRT : Kathodenstrahlröhre
- PM : Fotomultiplier
- PF_{1/2} : Polarisationsfilter
- S : Spiegel
- OB_{1/2} : Objektive

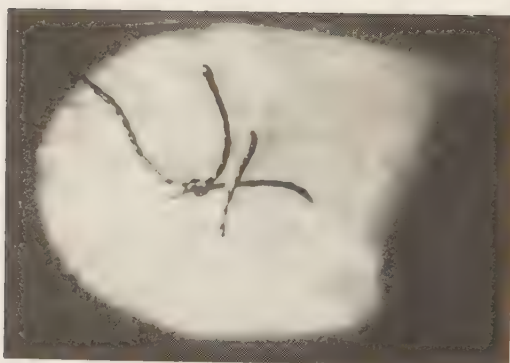


Foto 1

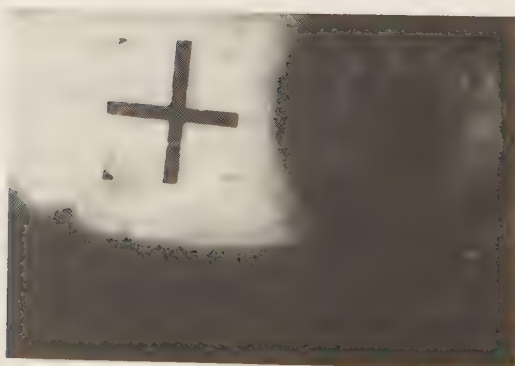


Foto 2

Bild 20 Künstliche Markierungen, die von uns bei der elektronischen Stabilisierung verwendet wurden

Dem Foto 1 entnimmt man, dass temporal vom Limbus des linken Auges in die Bindehaut ein Kreuz aus schwarzer Operationsseide gelegt wurde. In einem zweiten Selbstversuch wurde an der gleichen Stelle ein auf eine Folie geklebtes Kreuz aus Letraset fixiert. Man entnimmt aus dem Foto 2, dass die Kontrastverhältnisse im zweiten Fall weitaus günstiger waren (Bild 20).

4.3.2.4 Elektronische Verarbeitung

Ein Fotomultiplier PM vom Typ EMI 62 56 S empfängt das vom Augenbulbus reflektierte Kontrastsignal (siehe Oszillographenfoto Kurve 1 Bild 21).

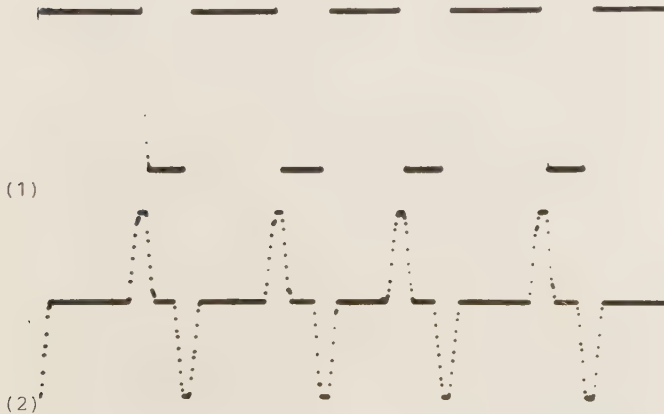


Bild 21 (1) Kontrastsignal für einen vollen Umlauf
(2) Das Differenzsignal für eine stattgefundene Bewegung

HYBRID-RECHNER - BLOCKBILD

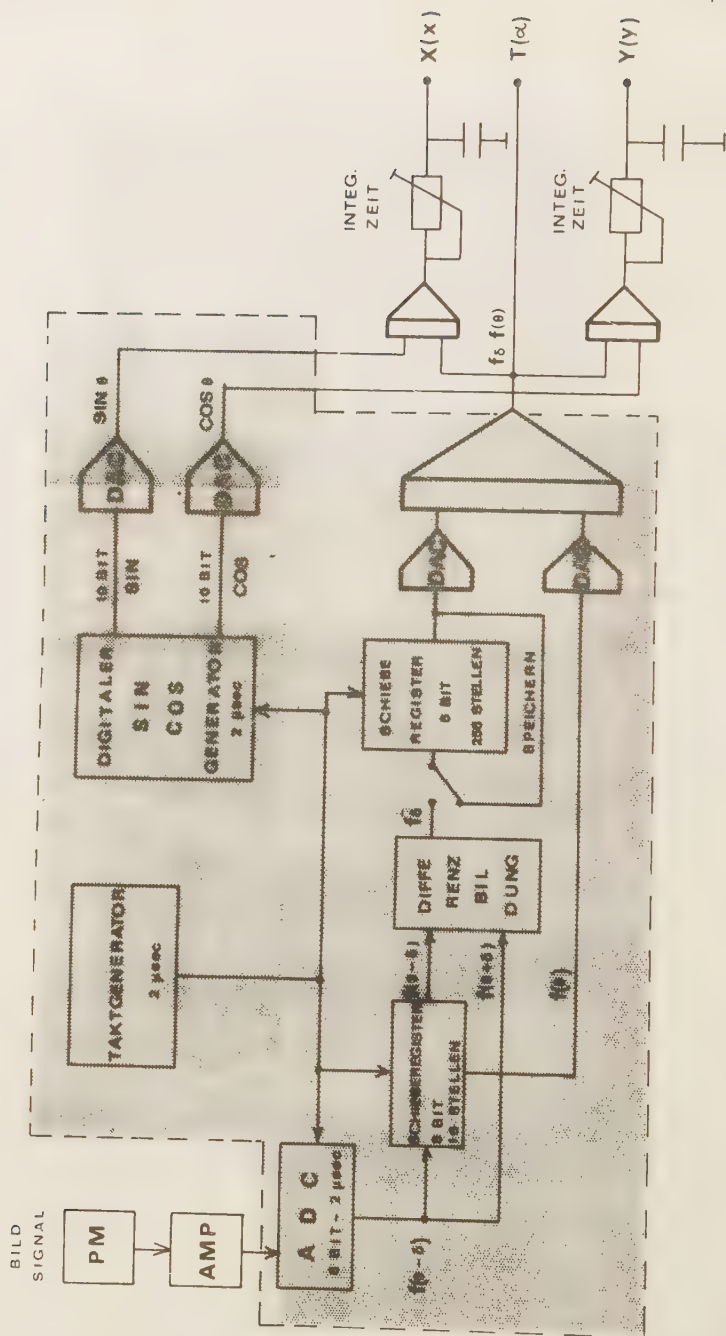


Bild 22 HLBKOS-Elektronik-Teil

Das vom Fotomultiplier erzeugte Stromsignal wird in ein Spannungssignal umgewandelt und in einen schnellen ($2\mu\text{sec}$) 8 bit ADC (Analog-Digital-Converter) geführt. Dieses digitale 8 bit-Signal wird in einem Echt-Zeit-Hybrid-Rechner durch Bildung

1. der Ableitung des Konstrastsignals
(Foto, Kurve 2)
2. der Speicherung der Ableitung
3. durch Vergleich mit dem Echt-Zeit-Bild-Signal
 $f(\varphi)$ elektronisch verarbeitet (vergleiche auch Ausführung unter Punkt 4.3.1).

Die Verwendung eines Hybrid-Rechners war notwendig, da ein Digital-Rechner allein zu hohen Rechenzeiten führte und damit zu lange Regelzeiten zur Folge hatte. Ein Analog-Rechner wiederum ermöglichte keine exakte Speicherung des Differenzsignals f_{φ} .

Zu den vom Hybrid-Rechner errechneten Bewegungssignalen $X(\varphi)$ und $Y(\alpha)$ werden die Kreissignale Sinus und Cosinus, sowie eine eventuell notwendige DC-Verschiebung in die entsprechenden spannungsstromwandelnden Ablenkverstärker gegeben. Mit den Signalen werden dann die Ablenkspulen der Kathodenstrahlröhre CRT gesteuert (Bild 22).

Da das ELBEKOS als ein Regelkreis aufzufassen ist, werden die durch die Elektronik errechneten Bewegungssignale dazu benutzt, den Abtastkreis so auf der CRT nachzuführen, dass dieser mittels der Optik immer auf die gleiche Stelle der Markierung abgebildet wird. Dieses Meßprinzip liefert auch bei einem offenen Regelkreis, aber entsprechend kleinen Bewegungen der Markierung, exakte Bewegungssignale. Jede grössere Bewegung bewirkt jedoch einen Zusammenbruch der Meßkette. Erst durch eine Kreisnachführung, d.h. durch den geschlossenen Regelkreis, wird auch die Registrierung grösserer Bewegungen möglich. Ein wichtiger Punkt für die

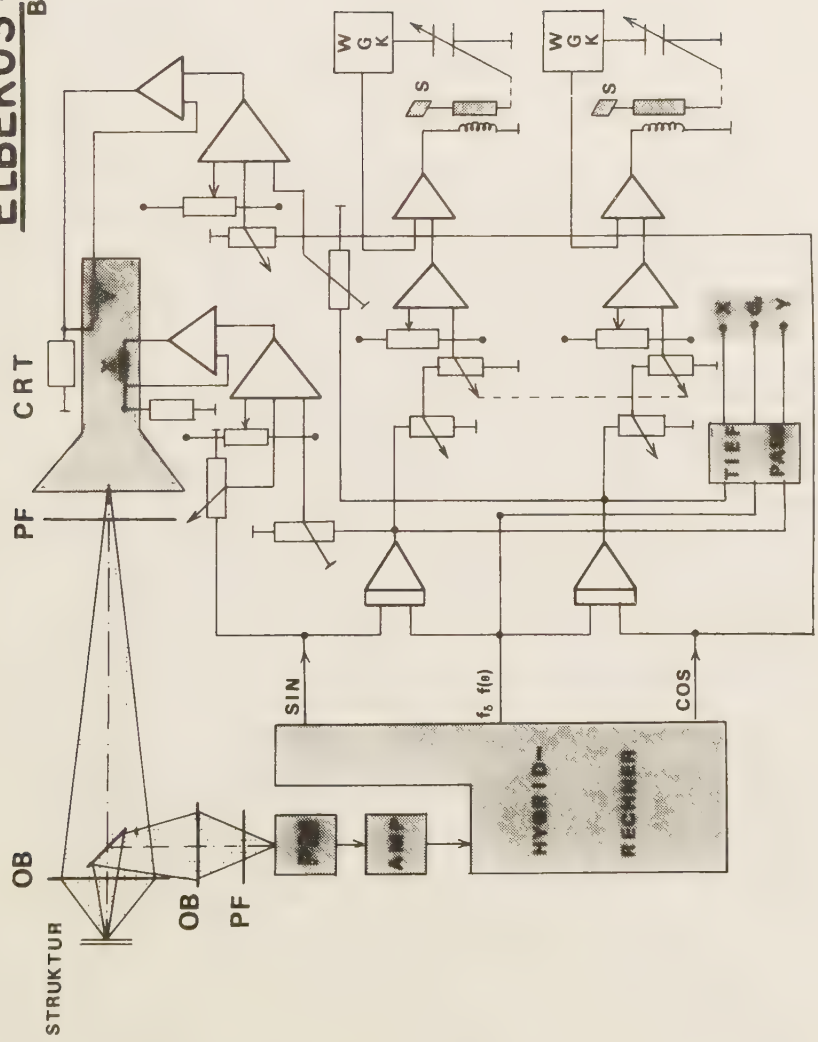
Stabilisierung dieses Regelkreises war die exakte Stabilität des Sinus-Cosinus-Generators zur Kreiserzeugung. Dies konnte nur durch den Bau eines speziellen digitalen Sinus-Cosinus-Generators erreicht werden. Hierbei wird ein digitaler Festwertspeicher von einem Taktgenerator synchron zur Verschiebung des Differenzsignals f_0 für den Kreisumlauf abgefragt. Die Bewegungssignale $X(\alpha)$ und $Y(\alpha)$ werden nun auch dazu benutzt, ein Spiegelsystem zu steuern (Bild 23).

Das Spiegelsystem besteht aus zwei senkrecht zueinander aufgebauten Galvanometer-Spiegeln der Firma General Scanning, Typ G-300 PD. Diese Spiegel besitzen eine zusätzliche kapazitive Winkel-Gegen-Kontrolle (WGK), die die Phasenverschiebung der Winkelauslenkung bis zu 120 Hz korrigiert. Dem oberen Blockbild entnimmt man, dass über Mischverstärker die Spiegel angesteuert werden. An den Mischverstärkern kann man mittels Potentiometer eine Nullpunktjustierung der Spiegel vornehmen. Weiter hat man die Möglichkeit sowohl einer getrennten, als auch einer gemeinsamen Wahl der Ablenkverstärkung für beide Spiegel. Dies ist für die Erzeugung eines stabilisierten Netzhautbildes durch das Kompensationssystem notwendig. Im Bild 23 sind blockbildartig die Verschaltung der einzelnen Systeme und ein Gesamtüberblick des ELBEKOS dargestellt.

4.3.3 Einige technische Daten

Das Auflösungsvermögen, der Frequenzbereich, die Bereichsnachführung und die Signal-Antwort-Zeit sind von den jeweils einstellbaren Parametern an der Apparatur, wie Durchmesser des Abtastkreises, der Integrationszeit, dem Verhältnis der Spannung am Fotomultiplier und der Leuchtdichte des Abtastkreises, vor allem aber von der Art der abzutastenden Markierung abhängig.

ELBEKOS - BLOCKBILD



Der Nachföhrbereich wird um so kleiner, je höher die Empfindlichkeit der Apparatur bei sonst konstanten Parametern ist. Grundsätzlich können durch die Apparatur Bewegungen bis zu $20''$ aufgelöst werden. Mit der bei unseren Untersuchungen verwendeten Markierungen und den für unsere experimentellen Verhältnisse an der Apparatur eingestellten Parametern, sind folgende Werte erreicht worden:

Winkel-Auflösungsvermögen zwischen $1'$ und $2'$
Signal-Antwort-Zeit 4 - 5 msek

Weitere Eigenschaften der Apparatur sind in den Bildern 24 - 27 graphisch dargestellt. Man entnimmt diesen Bildern, dass die Apparatur alle Bedingungen gut erfüllt, die zur Stabilisierung der für unsere Fragestellung interessanten Augenbewegungen notwendig sind. Man hat in diesen Bildern nur das Verhalten der Apparatur gegenüber der X- bzw. Y-Verschiebung gezeigt, da mit Hilfe der senkrecht zueinander stehenden Spiegel nur echte X-, Y-Verschiebung kompensiert wird. Durch diese Anordnung kann auch teilweise die Verrollung des Auges kompensiert werden. Die exzentrische Lage der abzutastenden Markierung, hat nämlich zur Folge, dass eine echte Verrollung des Auges stets einen X- bzw. Y-Anteil liefert. Dieser kann dann im Rahmen der Empfindlichkeit der Apparatur kompensiert werden. Betrachtet man aber nur den Teil der Apparatur, der die exakte Registrierung der Augenbewegung besorgt, so zeigt sich gegenüber der Verrollung ein zu der X- bzw. Y-Verschiebung analoges Verhalten.

Bei der von uns eingestellten Empfindlichkeit erfasst die Apparatur Verrollungen etwa der Grössenordnung $\pm 2^\circ 30'$. Eine Bereichserweiterung ist möglich (Diagramme 24 - 27).

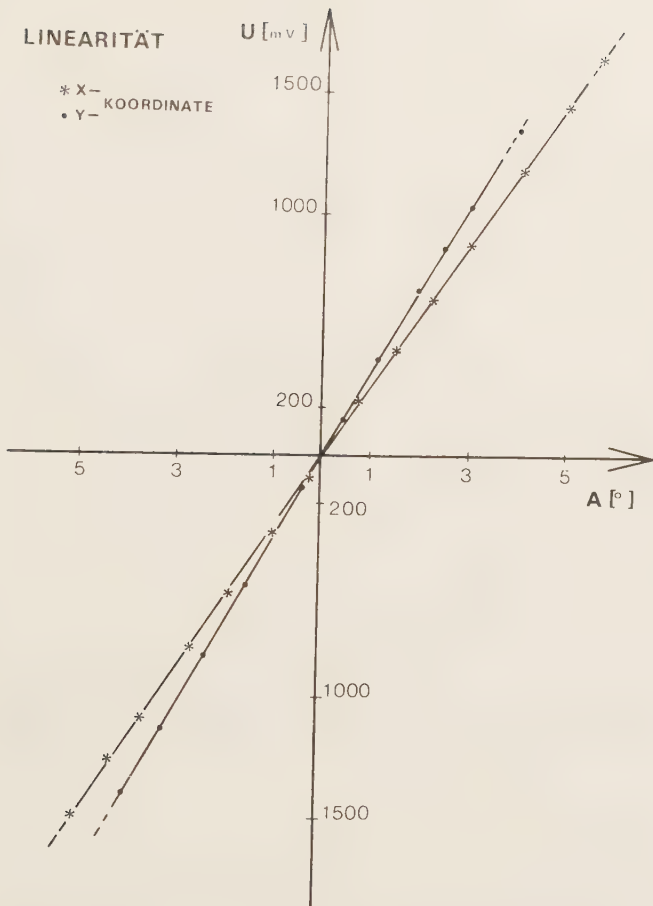


Bild 24 Das Verhalten von ELBEKOS gegenüber einer X-, Y-Bewegung. Aufgetragen wurde hier die Auslenkung A (in Grad) in X-bzw. Y-Richtung gegen die am X-bzw. Y-Ausgang für die stattgefundene Bewegung A registrierte Spannung U (mV).

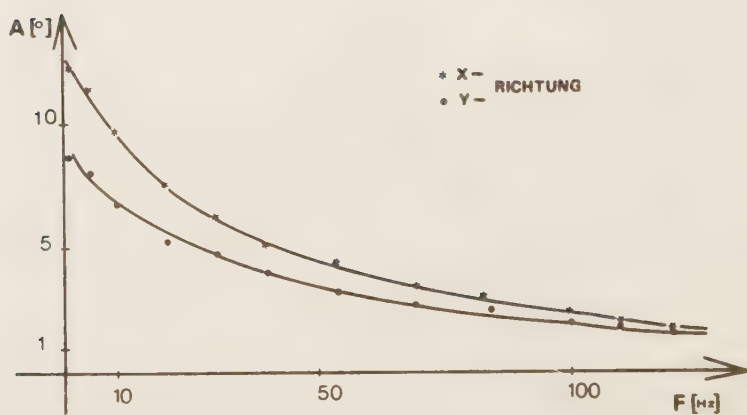


Bild 25 Die Grösse der registrierten Bewegungsamplitude (in Grad) in Abhängigkeit der Bewegungsfrequenz, gemessen am ELBEKOS beim mittleren Auslenkkoeffizient

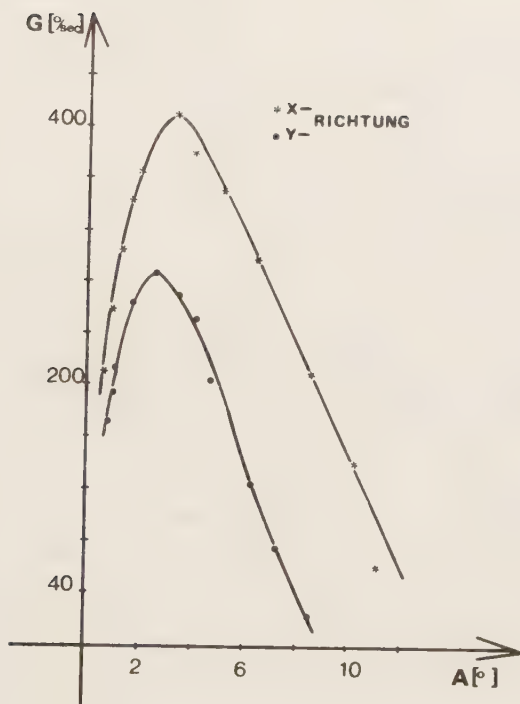


Bild 26 Diese Darstellung zeigt, welche Geschwindigkeit G (in Grad/sec) bei entsprechenden Bewegungsamplituden von ELBEKOS beim mittleren Auslenkoeffizienten nachgeführt wird.

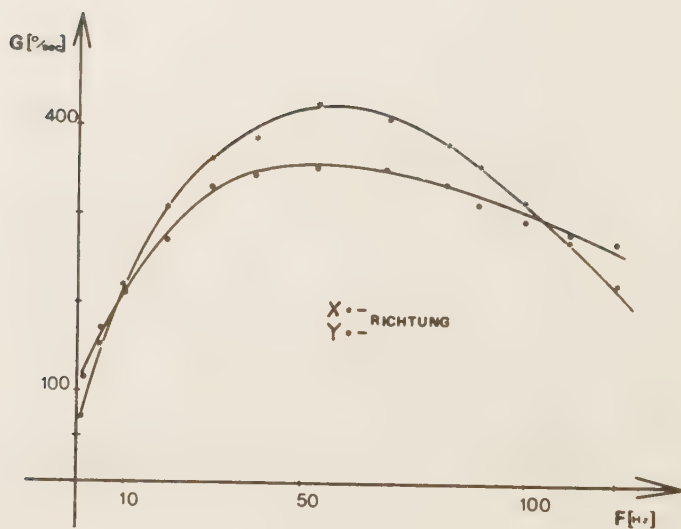


Bild 27 Diese Darstellung zeigt, welche Geschwindigkeit G (Grad/sec) bei entsprechenden Bewegungsfrequenzen von ELBEKOS beim mittleren Auslenkkoeffizienten nachgeführt wird.

4.3.4 Gesamtaufbau der Versuchsanordnung

In der Abbildung (Bild 28) ist schematisch der Aufbau der Versuchsanordnung dargestellt. Einer Versuchsperson VP wird über die Kompensations-Spiegel KS ein Testzeichen TZ dargeboten. Mittels ELBEKOS konnten die Spiegel nun so eingestellt werden, dass bei einer Testperson stets ein stabilisiertes Netzhautbild bezüglich der Augenverschiebung in X- und Y-Richtung erzeugt wurde. Im Testzeichen selbst ist durch das Pockels-Zellen-Steuersystem (PZSS) Lichtmodulation, wie unter Punkt 4.1 beschrieben, vorgenommen worden. Über einen halbdurchlässigen Spiegel HD kann der Testperson ein Umfeld UF dargeboten werden, welches in der Ebene des Testzeichens liegt. Die Leuchtdichte des Umfeldes kann mit dem Pola-Filter PF frei eingestellt werden. Bei einigen Untersuchungen mußte die Versuchsperson durch Betätigung eines elektrischen Schalters K die Zeit bestimmen, in der ein stabilisiert dargebotenes Testzeichen verschwindet oder ein verschwundenes Testzeichen durch entsprechende Leuchtdichtemodulation im Testzeichen wieder sichtbar gemacht wird. Diese Zeit wird automatisch durch den Drucker registriert.

4.3.5 Justierung der Spiegel zur Erzeugung eines stabilisierten Netzhautbildes

Vor den eigentlichen Messungen mit der elektronischen Stabilisierung musste jeweils die Güte der eingestellten Stabilisierung geprüft werden. Eine grobe Vorjustierung des Systems wurde an einem Phantom-Auge vorgenommen, in dem man für eine definierte X-,Y-Bewegung des Phantom-Auges die Auslenkoeffizienten der Kompensations-Spiegel so einstellte, dass ein Laserstrahl um den gleichen Betrag geführt wurde. Sodann konnte man grundsätzlich mit zwei Methoden eine psychophysische Feinjustierung vornehmen.

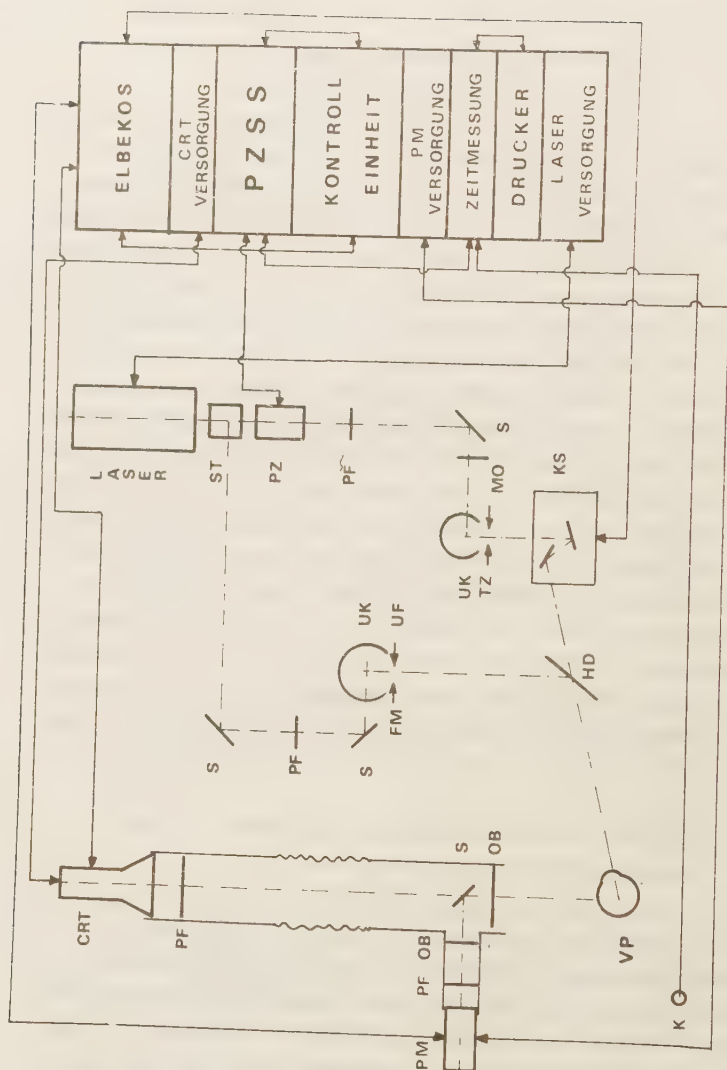


Bild 28 Gesamtübersicht der Versuchsanordnung zur Stabilisierung eines Netzhautbildes mit der schematischen Verschaltung der einzelnen optischen und elektronischen Einheiten.
(Näheres siehe Text)

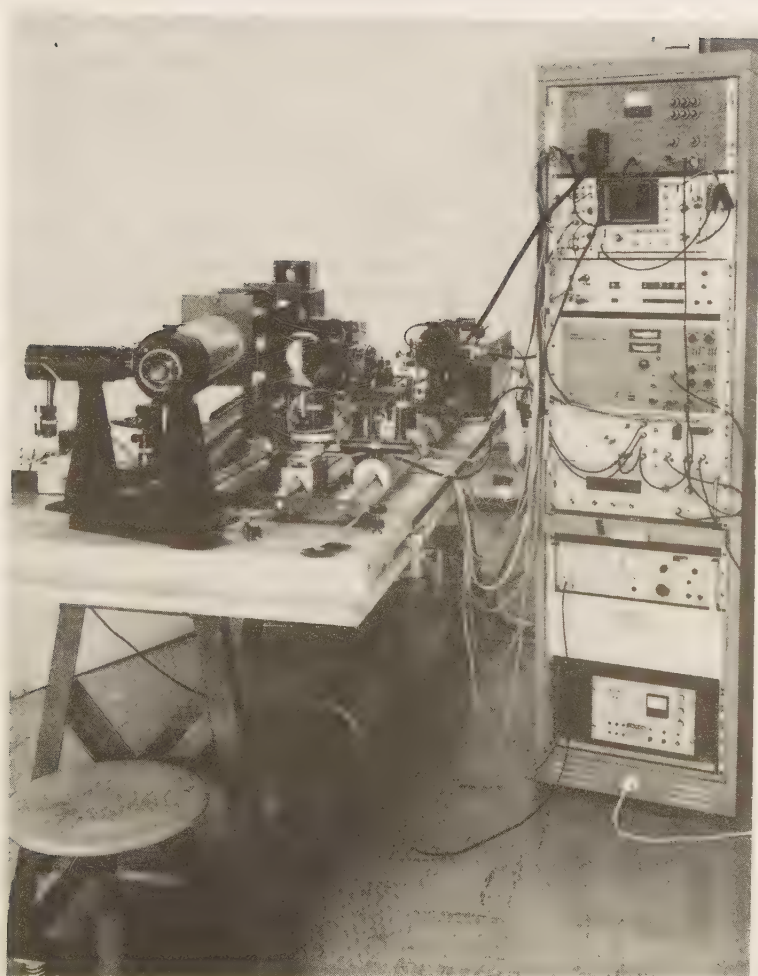
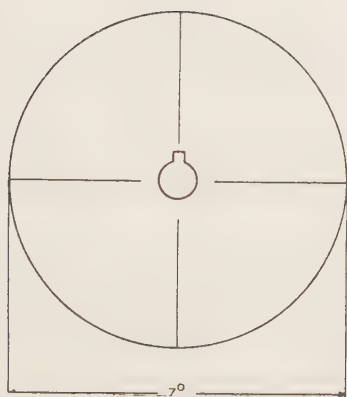


Bild 29

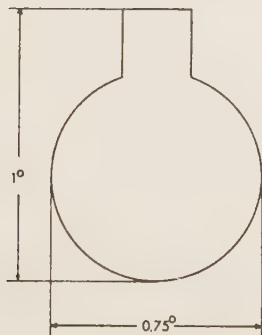
Ansicht der Versuchsanordnung

Die eine, die sog. Nachbildmethode, geht davon aus, dass ein künstlich erzeugtes Nachbild (z.B. durch einen starken Blitz) und das stabilisierte Bild bei einer guten Stabilisierung in einer konstanten relativen Ruhe zueinander bleiben (67). Bei unseren Messungen entschlossen wir uns für eine zweite, experimentell einfacher durchzuführende Methode. Als Kriterium für die Güte der eingestellten Stabilisierung galt bei dieser Methode die Zeit, nach der ein stabilisiert dargebotenes Testzeichen für die Testperson subjektiv verschwunden ist.

Wir fanden, dass eine gute Stabilisierung dann vorlag, wenn ein Sinus-Gitter (räumliche Frequenz von ca. 1 - 12 Linien/Grad und vom Kontrast 10%) das unter normalen Bedingungen gut sichtbar ist, nach 5 - 10 Sekunden verschwunden war.



a.)



b.)

Bild 30 Form des verwendeten Testzeichens und des Umfeldes und der Schwinkel, unter dem das Testzeichen dargeboten wurde

- a. - Testzeichen mit Umfeld
- b. - Testzeichen

5. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

5.1 Optische Stabilisierungsmethode

Nach der unter Punkt 4.2 beschriebenen Methode zur optischen Stabilisierung eines Netzhautbildes wurde der Testperson auf einem Umfeld ein überschwelliges Testzeichen dargeboten (Bild 30).

Nachdem für die Testperson das dargebotene Testzeichen subjektiv (infolge der Stabilisierung) verschwunden war, wurde vom Versuchsleiter die Leuchtdichte im Testzeichen mittels des PZSS moduliert. Das Testzeichen galt als verschwunden, wenn sich für die Testperson ein Seheindruck einstellte, der das eindeutige Erkennen der "Nase" des verwendeten Testzeichens nicht mehr ermöglichte. Entsprechendes galt für das Wiedererkennen des verschwundenen Testzeichens. Durchgeführt wurden zwei Messreihen für $\lambda = 632,8 \text{ nm}$ unter den folgenden Bedingungen:

1. Leuchtdichte des Umfeldes = 1 cd/m^2
 Leuchtdichte im Testzeichen max. 6 cd/m^2
2. Leuchtdichte des Umfeldes = 1 cd/m^2
 Leuchtdichteniveau im Testzeichen max. 15 cd/m^2

Die Anstiegszeiten der Leuchtdichten im Testzeichen wurden in beiden Messreihen gleich gewählt. Als Messergebnis verwendeten wir die subjektive Aussage der Testperson, ob sie unter den dargebotenen Bedingungen das Testzeichen erkannte oder nicht. Objektiviert waren die Messergebnisse dadurch, dass die Testperson nie wusste, welche Leuchtdichtemodulation im Testzeichen vom Versuchsleiter gewählt wurde. Diese Messungen sind naturgemäss äusserst schwierig und daher auch sehr zeitraubend. Hinzu kam, daß die Dauer einer Sitzung (Einfachblindversuch) maximal 1 bis 1 1/2 Stunden nicht übersteigen durfte, da wegen

der Verwendung von Lokalanästhetika und wegen der steilen Anpassung der Kontaktlinsen, die Gefahr einer irreparablen Schädigung des Hornhautepithels bestand.

5.2 Elektronische Stabilisierung

Die meisten Messungen sind nach der unter Punkt 4.3 ausführlich erläuterten Methode durchgeführt worden. Der wichtigste experimentelle Vorteil dieser Methode gegenüber der optischen Stabilisierung bestand vor allem darin, dass die einzelnen Meßreihen genauer, schneller und zeitlich zusammenhängender vorgenommen werden konnten. Die natürliche Beobachtung blieb für die Testperson dabei weitgehend unbeeinflusst. Es sei jedoch an dieser Stelle bemerkt, dass das Tragen einer künstlichen Markierung, wie sie bei uns verwendet wurde, nicht ganz ohne Probleme ist. Es ist selbstverständlich, dass wegen der in der Nähe der künstlichen Markierung bestehenden Infektionsgefahr regelmässige Arztkontrollen notwendig sind. Die bei der optischen Stabilisierung gesammelten Erfahrungen haben gezeigt, dass der dort durchgeführte Messvorgang, bei dem für einen bestimmten Leuchtdichtesprung im Testzeichen ΔL die Erkennungsrate in Abhängigkeit der Leuchtdichteänderungszeit bestimmt wurde zwar für die vorliegende Fragestellung als im Prinzip richtig, jedoch experimentell zu zeitraubend war. Wir entschlossen uns daher, bei den vorliegenden Messungen für ein "oszillierendes Ausschlussverfahren". Dabei blieben die apparativen Bedingungen, die Leuchtdichtemodulation betreffend, unverändert. Auch die Aufgabe der Testperson ist dieselbe geblieben. Sie musste auch hier stets angeben, ob sie unter den vom Versuchsleiter eingestellten Bedingungen die "Nase" des Testzeichens sah oder nicht. Da jedoch die Durchführung der Messung etwas anders war als bei der optischen Stabilisierung, soll sie im folgenden kurz erläutert werden.

Auf einem kreisförmigen, unstabilisierten Umfeld wurde der Testperson das Testzeichen stabilisiert im Zentrum dargeboten. Die Leuchtdichte des Umfeldes war immer so gewählt, dass das Testzeichen für die Testperson im unstabilisierten Zustand gut sichtbar war. Wenn sich nun infolge der Stabilisierung des Testzeichens für die Testperson die bereits erwähnten Stabilisierungseffekte einstellten, sind wir wie folgt vorgegangen:

Im e r s t e n Schritt wurde vom Versuchsleiter ein Leuchtdichtesprung im Testbild $\Delta L = L - L_0$ und eine Leuchtdichteänderungszeit t_a gesucht, bei der die Testperson auf jeden Fall die "Nase" des Testzeichens wieder sah. Sodann wurde vom Versuchsleiter bei konstantem ΔL die Leuchtdichteänderungszeit so lange vergrößert, bis für die Testperson die "Nase" des Testzeichens nicht mehr sichtbar gemacht werden konnte. Festgehalten wurde diejenige Leuchtdichteänderung, die den Übergang zwischen "gesehen" und "nicht gesehen" definierte.

Im z w e i t e n Schritt wurde der Leuchtdichtesprung ΔL im Testzeichen verkleinert und der Meßvorgang des ersten Schrittes wiederholt.

In w e i t e r e n Schritten wurde der Vorgang des zweiten Schrittes nun so lange fortgesetzt, bis ein Leuchtdichtesprung ΔL gefunden wurde, unterhalb dessen trotz erheblich vergrößerter Leuchtdichteänderung (durch kürzere Leuchtdichteänderungszeiten t_a erreicht) keine "Auffrischung" des dargebotenen Testzeichens mehr gelang. In der Regel bestand eine vollständige Meßreihe aus zwei getrennten Sitzungen, die jeweils an zwei aufeinanderfolgenden Tagen stattfanden. Während in der ersten Sitzung die Grösse des gesuchten Leuchtdichteunterschiedes $\Delta L_{\min}$ relativ grob abgeschätzt wurde, haben wir in der zweiten Sitzung die Feinbestimmung des gesuchten Leuchtdichte-

TABELLE I

$\Delta L = 4 \text{ cd/m}^2$			$\Delta L = 2 \text{ cd/m}^2$			$\Delta L = 1 \text{ cd/m}^2$		
$t_a \text{ (ms)}$	gesehen ja/nein	$\frac{dL}{dt} \text{ (cd/m}^2\text{)}$	t_a	gesehen ja/nein	$\frac{dL}{dt}$	t_a	gesehen ja/nein	$\frac{dL}{dt}$
100	+	40	100	+	20	50	-	20
300	-	13,3	150	-	13	5	-	200
200	+	20,0	125	- (+)	16,0	0,5	-	2000
250	-	16,0	115	+ -	17,4			
225	+ -	17,7	105	-	19,0			
215	+	18,6						
$\Delta L = 1,2 \text{ cd/m}^2$			$\Delta L = 1,4 \text{ cd/m}^2$			$\Delta L = 1,6 \text{ cd/m}^2$		
50	+	24	50	+	28	50	+	32
80	-	15	80	+ -	17,5	80	+	20
70	+ -	17,2	70	+	20	100	-	16
60	+	20	75	+ (-)	18,6	90	+ -	17,7

$$\Delta L = L - L_0$$

Anfangsleuchtdichte im Testzeichen $L_0 = 1 \text{ cd/m}^2$

Lichtfarbe: rot ($\lambda = 633 \text{ nm}$)

Obere Messreihe: erste Sitzung

Untere Messreihe: zweite Sitzung

Die eingerahmten Leuchtdichteänderungen dL/dt sind die kritischen Leuchtdichteänderungen zu den jeweiligen Leuchtdichtesprüngen im Testzeichen ΔL

Als $\Delta L_{\min}$ erhalten wir $\Delta L_{\min} = 1,3 \text{ cd/m}^2$!

Es stellt den Mittelwert aus $\Delta L = 1,2 \text{ cd/m}^2$ und $\Delta L = 1,4 \text{ cd/m}^2$ dar.

unterschieds vorgenommen. Das Protokoll eines solchen Messvorgangs ist übersichtlich in der Tabelle I dargestellt. Am kritischen Übergang zwischen "gesehen" und "nicht gesehen" wurde bei jedem Leuchtdichtesprung das Testzeichen 10 mal dargeboten. Als kritische Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{krit}$ wurde diejenige Leuchtdichteänderung genommen, bei der die Testperson das Testzeichen 6 mal sah und 4 mal nicht. Aus dem obigen Protokoll erhalten wir für ΔL den Wert $1,3 \text{ cd/m}^2$ als Mittelwert aus den Werten $\Delta L = 1,2 \text{ cd/m}^2$ ($(dL/dt)_{krit} = 17,1 \text{ cd/m}^2$) und $\Delta L = 1,4 \text{ cd/m}^2$ ($(dL/dt)_{krit} = 17,5 \text{ cd/m}^2$). Anschaulich ist die Auswertung dieses Meßvorgangs im Bild 31 dargestellt in welchem auf der Abszisse die vom Versuchsleiter im Testzeichen eingestellten Leuchtdichtesprünge ΔL und auf der Ordinate die dazugehörige kritische Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{krit}$ aufgetragen ist. Man entnimmt dieser Darstellung, dass zwischen den Bereichen "gesehen" und "nicht gesehen" eine Überlappung existiert, deren Grösse (ΔL) zur Fehlerabschätzung bei der Bestimmung der jeweiligen minimalen Leuchtdichtesprünge benützt wird (Bild 31).

Es ist folgendes Meßprogramm durchgeführt worden:

- 1.) Für die Wellenlängen rot $\lambda = 633 \text{ nm}$
 blau $\lambda = 488 \text{ nm}$
 grün $\lambda = 515 \text{ nm}$

wurde zu den Anfangsleuchtdichten im Testzeichen L_0 von 0,1 - 0,5 - 1 - 3 - 7 - 10 - 30 (cd/m^2) das $\Delta L_{min} = L - L_0$ für den Einschaltvorgang bestimmt.

- 2.) In einer anderen Meßreihe hat man nach einem analogen Verfahren für einen Leuchtdichtesprung ΔL , der

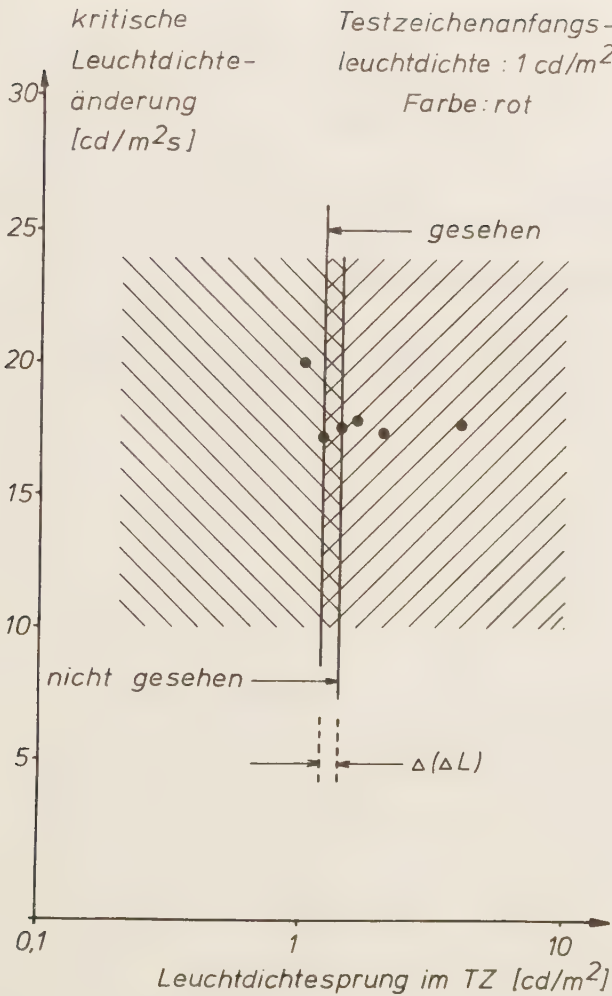


Bild 31 Darstellung zur Bestimmung des minimalsten Leuchtdichteunterschieds $\Delta L_{\min}$ (Erläuterung siehe Text).

deutlich über dem in 1.) bestimmten $\Delta L_{\min}$ für die obigen Anfangsleuchtdichten und Wellenlängen lag, die Leuchtdichteänderungszeit t_{krit} gemessen, oberhalb der das Testzeichen nicht mehr aufgetaucht war. Es wurde also eine Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\min}$ bestimmt, die mindestens vorhanden sein muss, damit das Testzeichen unter diesen Bedingungen wieder zu sehen ist.

- 3.) Analoge Versuche sind auch zum Ausschaltvorgang gemacht worden.

6. M E S S E R G E B N I S S E

6.1 Optische Stabilisierungsmethode

Die Ergebnisse des unter Punkt 5.1 erläuterten Messprogramms sind in Bild 32 dargestellt.

Auf der Abszisse ist die Leuchtdichteänderungszeit des Testzeichens aufgetragen; auf der Ordinate die Erkennungsrate, die aus je 20 Einzelbestimmungen für die jeweilige Leuchtdichteänderung gemessen wurde. Das Ganze ist für zwei Leuchtdichtesprünge von 5 bzw. 14 cd/m^2 bestimmt worden. Dieser Darstellung entnimmt man:

Die Stabilisierung des dargebotenen Testzeichens konnte in beiden Fällen nachgewiesen werden, wobei im 2. Fall ($\Delta L = 14 \text{ cd/m}^2$) die Leuchtdichteänderungszeit zu der Erkennungsrate von 60% ca. um den Faktor 2 grösser war.

Bei einer Erkennungsrate von ca. 60% erhält man für den Leuchtdichtesprung von $\Delta L = 5 \text{ cd/m}^2$ eine Leuchtdichteänderungszeit von $t = 270 \text{ ms}$ und für den Leuchtdichtesprung von $\Delta L = 14 \text{ cd/m}^2$ eine Leuchtdichteänderungszeit von 470 ms .

6.2 Elektronische Stabilisierung

Die Abbildung 33 zeigt die Ergebnisse des im Punkt 5.2 beschriebenen Messprogramms¹. Auf der Abszisse ist das Leuchtdichteanfangsniveau des Testzeichens aufgetragen. Gegen diese wurde auf der Ordinate der ermittelte minimale Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ markiert, der nötig ist, um das stabilisiert dargebotene Testzeichen sichtbar zu machen. Als Parameter für die Kurven gelten die Farben rot, blau und grün (Bild 33).



Bild 32 Aufgetragen wurde die Einschaltzeit $t_{a \text{ krit.}}$ gegen die Erkennungsrate ER in % für die Leuchtdichtesprünge von $\Delta L = 5 \text{ cd/m}^2$ (o) und $\Delta L = 14 \text{ cd/m}^2$ (Δ).

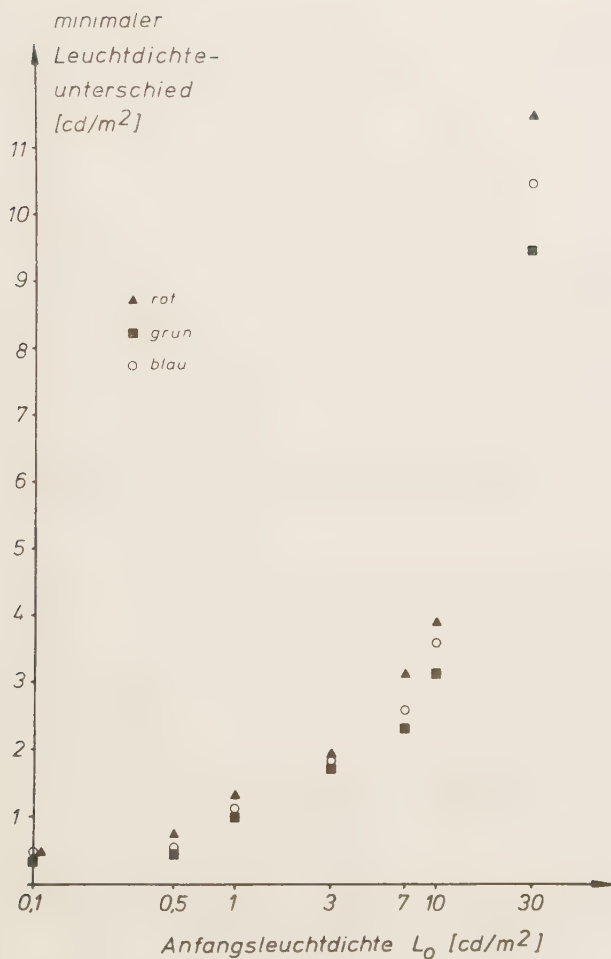


Bild 33 Verlauf des minimalsten Leuchtdichteunterschieds $\Delta L_{\min}$ (cd/m²), der zur "Auffrischung" eines stabilisiert dargebotenen Testzeichen notwendig ist, in Abhängigkeit der im Testzeichen eingestellten Anfangsleuchtdichte L_0 .

In der Abbildung 34 wird das Ergebnis des Messprogramms 2 wiedergegeben. Der Übersicht wegen haben wir in dieser Darstellung nur den Kurvenverlauf für die Farbe grün wiedergegeben. Der Kurvenverlauf für die Farben blau und rot ist analog (siehe Tabelle III). Bei dieser Messreihe haben wir den Leuchtdichtesprung im Testzeichen auf $\Delta L = 5 \text{ cd/m}^2$ festgelegt. Dieser Wert liegt damit deutlich über dem jeweiligen von $\Delta L_{\min}$, welcher im Messprogramm 1 ermittelt wurde (siehe Tabelle II). Über die Vergrößerung der Leuchtdichteänderungszeit t_a im Testzeichen konnte man nun eine Leuchtdichteänderungsgeschwindigkeit $(dL/dt)_{\min}$ bestimmen, welche für die Regeneration eines stabilisierten Testbildes notwendig war. In der Abbildung 34 ist diese minimalste Leuchtdichtsänderungsgeschwindigkeit gegen die jeweiligen Anfangsleuchtdichten des Testzeichens aufgetragen (eingetragene Dreiecke). Die eingezeichneten Punkte geben als Vergleich dazu den Verlauf der aus ΔL_{krit} des Messprogramms 1 errechneten $(dL/dt)_{\min}$ gegen die Anfangsleuchtdichten wieder. Analoge Messungen zum Ausschaltvorgang haben leider zu keinen verwertbaren Ergebnissen geführt. Der Seheindruck nämlich, den die Testperson (der Verfasser) unter den verschiedenen Bedingungen hatte, war ähnlich. Der Seheindruck entsprach dem eines unscharfen Nachbildes. Man konnte zwar immer die "Nase" des Testbildes erkennen, das Testzeichen insgesamt war an seinen Kanten stark "verschwommen". Der dabei empfundene Farbeindruck konnte nicht näher beschrieben werden: Er war im allgemeinen noch schwieriger zu beurteilen, wenn man das Testzeichen zentral in einem unstabilisierten Umfeld gleicher Farbe dargeboten hatte. Hat man das Testzeichen alleine gegen ein dunkles Umfeld angeboten, so hatte man das Empfinden eines besseren, allerdings immer noch nicht näher zu beschreibenden farbigen Eindrucks. Da die Testperson in der Beurteilung von Nachbildern und der damit verbundenen Schwierigkeiten nicht geübt war, so konnte man wegen der fehlenden objektiven Entscheidungskriterien diese Messreihe nicht auswerten.

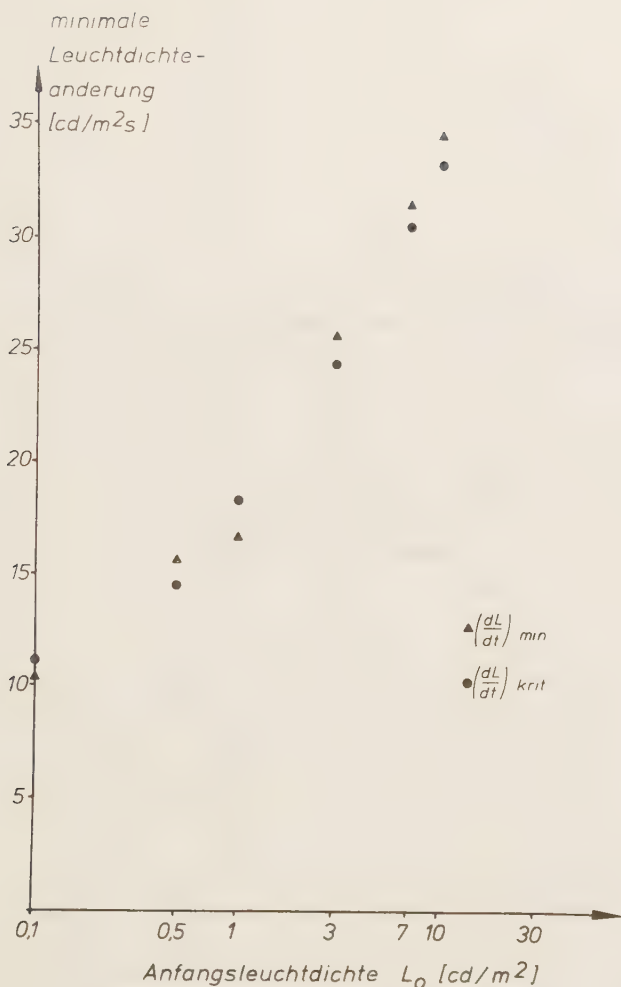


Bild 34 Abhängigkeit der minimalsten Leuchtdichteänderung, die zur Auffrischung eines stab. Testbildes notwendig ist, von der im Testbild gewählten Anfangsleuchtdichte L_0 für einen Leuchtdichtesprung $\Delta L = 5 \text{ cd/m}^2$ also deutlich über $\Delta L_{\min}$. Im Vergleich dazu hat man den Verlauf eingezeichnet (▲), der sich ergibt, wenn man die durch $\Delta L_{\min}$ definierte Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{krit}}$ verwendet. Beides gilt für die Farbe rot ($\lambda = 633 \text{ nm}$).

T A B E L L E I I I

L_o (cd/m ²)	ΔL (cd/m ²)	t_a (ms)	$\frac{dL}{dt}$ (cd/m ² sec)
0,1	5	660	7,6
0,5	5	510	9,8
1	5	325	15,4
3	5	240	20,8
7	5	175	28,5
10	5	140	32,7
30	20	200	106
GRÜN			
0,1	5	575	8,7
0,5	5	405	12,4
1	5	305	16,3
3	5	220	22,5
7	5	160	30,9
10	5	150	33,6
30	20	205	98,7
BLAU			
0,1	5	480	10,4
0,5	5	320	15,7
1	5	300	16,6
3	5	195	25,6
7	5	165	30,4
10	5	145	34,5
30	20	160	126
ROT			

Bestimmung der minimalsten Leuchtdichteänderung die notwendig ist, um ein stabilisiert dargebotenes Testbild "aufzufrischen" für einen Leuchtdichtesprung, der deutlich über dem in Tabelle II angegebenen $\Delta L_{\min}$ liegt.

TABELLE II

I_o (cd/m ²)	$\frac{dL}{dt} = \frac{I - I_o}{dt} \text{ (cd/m}^2\text{s)}$	t_a (ms)	$R = \frac{dL}{dt I_o} \text{ (s}^{-1}\text{)}$	$\Delta L_{\min}$ (cd/m ²)
ROT				
0,1	11,1	35	111	0,4
0,5	14,5	45	29	0,65
1	17,3	75	17,3	1,3
3	24,5	80	8,2	1,9
7	29,5	105	4,2	3,1
10	33,2	120	3,3	3,9
30	121,0	95	4,0	11,5
BLAU				
0,1	8,2	50	82	0,41
0,5	11,8	40	23,6	0,47
1	16,8	65	16,8	1,1
3	21,8	80	7,3	1,75
7	29,7	90	4,3	2,6
10	32,4	110	3,3	3,6
30	95,5	110	3,2	10,5
GRÜN				
0,1	7,1	45	71	0,32
0,5	10,5	45	21	0,47
1	16,25	60	16,2	0,95
3	21,95	80	7,3	1,75
7	27,15	85	3,9	2,3
10	31,4	100	3,1	3,1
30	85	110	2,8	9,5

7. DISKUSSION DER MESS- ERGEBNISSE

Aus den Bildern 32, 33, 34 lässt sich folgendes entnehmen:

- 1.) Zu einer bestimmten Anfangsleuchtdichte im Testzeichen, lässt sich ein minimaler Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ bestimmen, der vorhanden sein muss, um ein stabilisiert dargebotenes Testzeichen für die Testperson wieder sichtbar zu machen. Wird dieser Leuchtdichtesprung unterschritten, so gelingt es trotz erheblicher Steigerung der Leuchtdichteänderungsgeschwindigkeit dL/dt (durch Verringerung der Leuchtdichteänderungszeit) nicht die "Auffrischung" des Testzeichens zu erreichen (Bild 31).
- 2.) Die Grösse des Leuchtdichtesprunges $\Delta L_{\min}$ zeigt eine ausgeprägte Abhängigkeit von den eingestellten Anfangsleuchtdichten L_0 im Testzeichen (Bild 33). Sie nimmt mit kleiner werdender Anfangsleuchtdichte nicht linear (!) ab und scheint sich einem Grenzwert zu nähern.
- 3.) Der Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ ist für die uns zur Verfügung stehenden Wellenlängen des verwendeten Laserlichts unterschiedlich. Man beachte besonders den Unterschied zwischen rot ($\lambda = 632 \text{ nm}$) und blau ($\lambda = 488 \text{ nm}$). Zwischen blau und grün ist der Unterschied gering. Dies kann man damit erklären, dass der Wellenlängenunterschied zwischen diesen beiden Wellenlängen relativ gering ist. Ist das gewählte Anfangsniveau im Testzeichen klein, so verschwindet der durch die verschiedenen Wellenlängen hervorgerufene Unterschied.

- 4.) Wird im Testzeichen ein Leuchtdichtesprung ΔL gewählt, der deutlich über $\Delta L_{\min}$ liegt (Bild 34) so lässt sich eine minimale Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\min}$ finden, die mindestens notwendig ist, um das stabilisiert dargebotene Testbild "aufzufrischen".
- 5.) Vergleicht man die kritische Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{krit}}$, die durch den Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ festgelegt ist, mit der minimalen Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\min}$ (Bild 34) so folgt:
 - a. - Wird der Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ erreicht, dann ist für das Wiedererscheinen eines stabilisiert dargebotenen Testbildes nur eine bestimmte Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\min}$ verantwortlich.
 - b. - Die Grösse der Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\min}$ ist nur vom Anfangsniveau L_0 abhängig (siehe Tabelle III. Wird einmal die Bedingung 5 a erfüllt, so ist es egal, ob man die Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\min}$ dadurch erreicht, dass man relativ kleine Leuchtdichtesprünge im Testzeichen mit hohen Leuchtdichteänderungsgeschwindigkeiten kombiniert oder grosse Leuchtdichtesprünge mit kleinen Leuchtdichteänderungsgeschwindigkeiten: Man entnimmt nämlich der Abbildung 34, dass die Kurven minimal von einander abweichen.

Yarbus (94) hat Experimente mit der optischen Stabilisierung durchgeführt, in denen er der Testperson auf einem hellen kreisrunden Umfeld einen dunklen Faden stabilisiert dargeboten hatte. Nachdem der Faden infolge der Stabilisierung verschwunden war, änderte er die Leuchtdichte des

Umfeldes und bestimmte ein dL/dt , bei dem die Testperson den Faden wieder sah. Die Grösse der Leuchtdichteänderung dL/dt wurde dann in Abhängigkeit von der Anfangsleuchtdichte des Umfeldes L_0 gemessen. Yarbus fand, dass ab einer bestimmten Anfangsleuchtdichte des Umfeldes (ca. 20 cd/m^2) die Zunahme der Leuchtdichteänderung von L_0 linear abhängig war. Es sei an dieser Stelle bemerkt, dass er die Leuchtdichteänderung im Umfeld mit einem verschiebbaren Graukeil erzeugte. Damit lässt sich nur schwierig der Einfluss des dL bzw. dt exakt einzeln erfassen. Daher wurde wohl von ihm die Bedeutung der beiden Anteile nicht weiter diskutiert. Tragen wir, wie in Bild 35 dargestellt, die von uns erhaltenen Leuchtdichteänderungen $(dL/dt)_{\text{krit}}$ gegen die Anfangsleuchtdichten im stabilisierten Testbild L_0 auf, so sehen wir, dass ab ca. L_0 von 1 bis 10 cd/m^2 der Verlauf von $(dL/dt)_{\text{krit}}$ in Abhängigkeit von L_0 linear wird. Für tiefere Anfangsleuchtdichten L_0 finden wir aber, dass $(dL/dt)_{\text{krit}}$ sich einem festen Wert nähert. Der unter Punkt 2 beschriebene Sachverhalt liegt vor.

Die Ergebnisse veranlassten Yarbus einen Faktor $R = dL/dt \cdot L_0$ zu definieren, der für die verschiedenen Anfangsleuchtdichten L_0 konstant ist (bei Yarbus $R = 1,3 \text{ sec}^{-1}$) und einen minimalen Wert nicht unterschreiten darf, um den stabilisierten Faden wieder sichtbar zu machen (Bild 35, Bild 36).

Im Bild 36 ist der für uns errechnete Faktor $R = L - L_0 / dt \cdot L_0$ in Abhängigkeit der Anfangsleuchtdichte L_0 im Testbild dargestellt. Daraus geht hervor, dass eine Konstanz dieses Faktors für kleine L_0 nicht vorhanden ist, sondern dass dieser Fall erst ab ca. $L_0 = 10 \text{ cd/m}^2$ eintritt (siehe auch Tabelle II). Die Grösse dieses Faktors ist bei uns ca. $R = 3,5 (\text{sec}^{-1})$ und somit grösser als bei Yarbus. Dies kann aber daran liegen, dass wir ein anderes

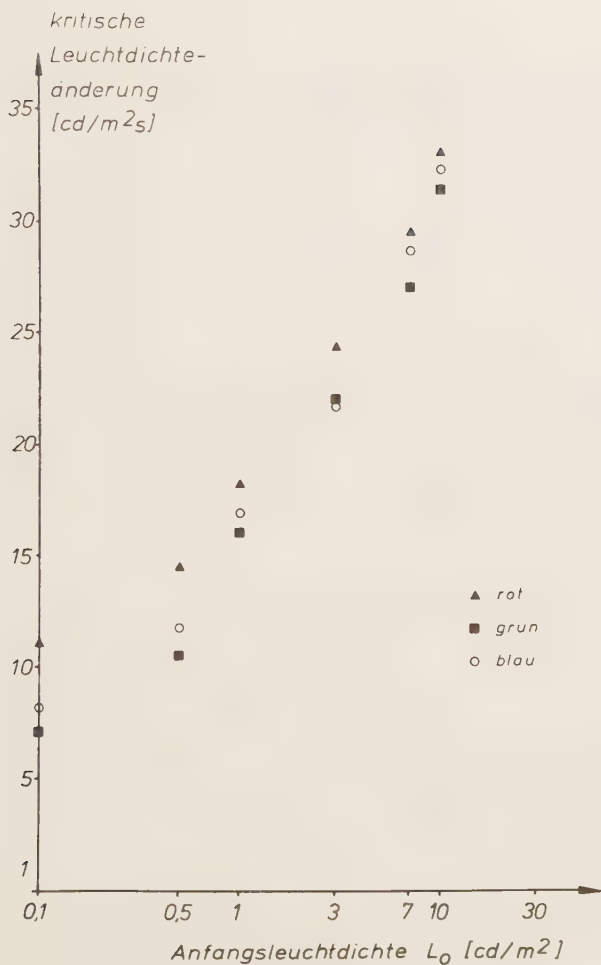


Bild 35 Der Verlauf der kritischen Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{krit}}$, der sich für ein ΔL_{min} ergibt, das mindestens nötig ist, um ein stabilisiert dargebotenes Testbild "aufzufrischen" in Abhängigkeit von der im Testbild eingestellten Anfangsleuchtdichte L_0

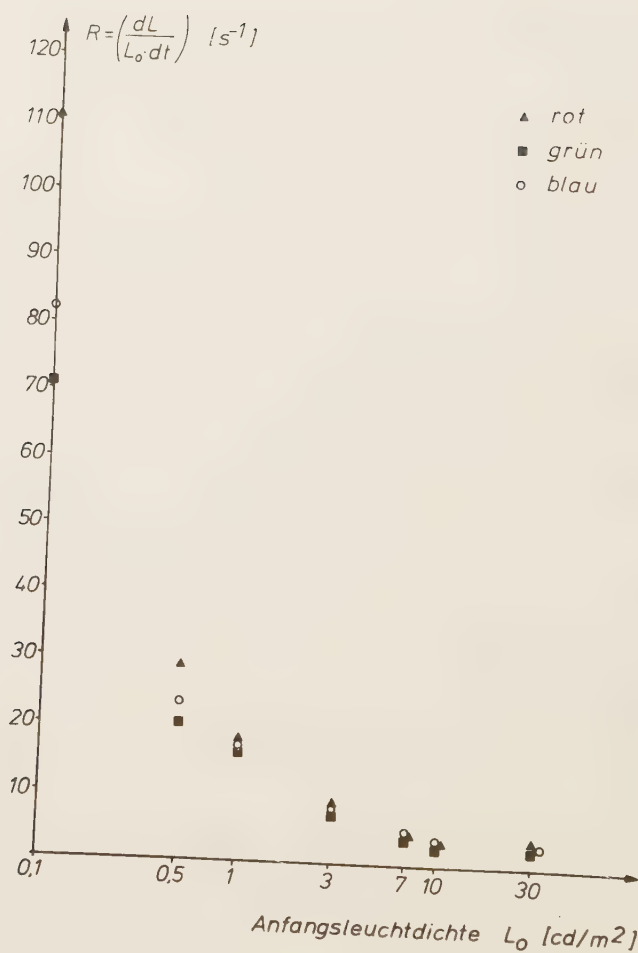


Bild 36 Das Verhalten des Faktors $R = \frac{dL}{dt} L_0$ (sec⁻¹) in Abhängigkeit von der im stab. Testbild eingestellten Anfangsleuchtdichte L_0 .

Entscheidungskriterium benutzen. Grundsätzlich muss man bei solchen Vergleichen stets bedenken, dass die Versuchsbedingungen oft sehr unterschiedlich sind. Eines stimmt mit der Messung von Yabus überein, nämlich, dass ein Bereich für L_0 existiert, in welchem ein konstantes $R_{\min}$ notwendig ist, um ein stabilisiert dargebotenes Testbild wieder erscheinen zu lassen. Es ist aber auch verständlich, dass dieses Verhalten für beliebig kleine, bzw. grosse L_0 nicht unbedingt zu erwarten ist. So hat Ditchburn (33) vorgeschlagen, diese Messungen dahingehend zu erweitern, dass man zu kleinen Leuchtdichtesprüngen ΔL übergehen sollte und dafür die Leuchtdichteänderungszeiten wesentlich zu verkleinern (z.B. auf Werte unter 50 ms). Die Vermutung von Ditchburn, dass man den Leuchtdichtesprung nicht beliebig klein machen kann, findet sich bei uns bestätigt. Die Unterschreitung des unter Punkt 1 beschriebenen $\Delta L_{\min}$ kann nicht dadurch "ausgeglichen" werden, dass man zu noch kürzeren Leuchtdichteänderungszeiten übergeht und dadurch erheblich grössere Leuchtdichteänderungen dL/dt erzeugt.

Der dafür verantwortliche Mechanismus scheint sich wie folgt zu verhalten: Es gelingt uns nur dann ein stabilisiert dargebotenes Testzeichen aufzufrischen, wenn ein Leuchtdichtesprung von mindestens $\Delta L_{\min}$ im Testzeichen eingestellt wird, damit eine bestimmte Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{krit}}$ überhaupt zur Wirkung kommen kann. Diese kritische Leuchtdichteänderung wird nach unten von $\Delta L_{\min}$ beschränkt.

Leider war es uns vor allem aus apparativen Gründen nicht möglich, das analoge Verhalten bei noch höheren Leuchtdichten zu untersuchen.

An dieser Stelle sei auch das Ergebnis der optischen Stabilisierung diskutiert. Aus Bild 32 entnimmt man, dass zu der Anfangsleuchtdichte $L_0 = 1 \text{ cd/m}^2$ für den Leuchtdichtesprung $\Delta L = 5 \text{ cd/m}^2$ im Testbild die Erkennungsrate $ER = 60\%$ eine Leuchtdichteänderungszeit von ca.

$T_a = 270 \text{ ms}$ bestimmt. Daraus kann man eine Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\min} = 19 \text{ (cd/m}^2 \text{ sec)}$ und ein $R = 19 \text{ (sec}^{-1}\text{)}$ berechnen.

Tabelle IV

	Opt. Stab.		Elek.Stab.
	$L=5 \text{ cd/m}^2$	$L=14 \text{ cd/m}^2$	
$(dL/dt)_{\min} \text{ (cd/m}^2 \text{ s)}$	19	29	17,3
$R \text{ min (sec}^{-1}\text{)}$	19	29	17,3

Vergleicht man diese Werte mit den Werten, die man zu gleichen Parametern mit der elektronischen Stabilisierung erhielt, so kann man eine gute Übereinstimmung feststellen. (siehe Tabelle IV). Die Kurven für den Leuchtdichtesprung von $\Delta L = 14 \text{ cd/m}^2$ liefern ein $dL/dt = 29 \text{ cd/m}^2 \text{ sec}$ und $R = 29 \text{ (sec}^{-1}\text{)}$. Diese Werte hätten nach den Ergebnissen der elektronischen Stabilisierung gleich den Werten in der obigen Tabelle sein müssen (siehe auch Bild 35). Es liegt auf der Hand, dass diese Abweichungen keinen echten Effekt darstellen. Kennt man die Probleme, die mit der optischen Stabilisierung verbunden sind, so ist dieser Fehler sicher in dem doch nicht unerheblichen Eingriff in den normalen Sehvorgang zu suchen. Das soll allerdings nicht heißen, dass optische Stabilisierungsmethoden gänzlich abzulehnen sind.

Man sollte aber stets beachten, dass für derartige Untersuchungen nur sehr erfahrene und in diesen Experimenten geübte Testpersonen gebraucht werden können. Solche Personen zu finden ist verständlicherweise nicht leicht.

Der Zusammenhang zwischen den Sofortadaptationsvorgängen und den oben erläuterten Ergebnissen wird durch den folgenden Tatbestand hergestellt:

Leuchtdichteänderungen führen sowohl zur Ausprägung von Sofortadaptationseffekten als auch zur Wiederherstellung des Seheindrucks bei einem stabilisiert dargebotenen Testbild.

Sowohl bei den Experimenten zur Sofortadaptation als auch bei den Versuchen mit dem stabilisierten Netzhautbild waren es jeweils Leuchtdichteänderungen im Stimulierungsfeld bzw. stabilisierten Testbild, die einerseits zur Auflösung von Sofortadaptationseffekten und andererseits zur Wiedererkennung eines stationären Testbildes führten. Es liegt nun nahe, hier einen ursächlichen Zusammenhang zu vermuten und somit der Sofortadaptation eine wichtige physiologische Bedeutung beim Sehvorgang zu geben (Hartmann). Diesen Tatbestand näher zu diskutieren, heisst, in der Gegenüberstellung der Ergebnisse nach Gemeinsamkeiten zu suchen. Dabei muss man beachten, dass die jeweiligen Experimente verschieden angelegt sind. So haben Hartmann (52) und Dinges (31) ihre Sofortadaptationseffekte für Leuchtdichteänderungen bestimmt, die dadurch gekennzeichnet waren, dass man von einem bestimmten Anfangsniveau aus die Leuchtdichte auf ein konstantes Endniveau anhob. Bei unseren Messungen konnte man zwar die Leuchtdichte im Testzeichen vom gleichen Anfangsniveau aus verändern, aber das Wiedererkennen eines stabilisiert dargebotenen Testzeichens bestimmte die Schwelle für den Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ und somit das dabei erreichte Endniveau. Dennoch ist es in diesem Zusammenhang erlaubt,

die relativen Schwellenüberhöhungen zu betrachten, die sich bei einer Leuchtdichteänderung zu einem gegebenem Anfangsniveau (z.B. 1 cd/m^2) und dem dazugehörigen Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ bei der Anstiegszeit t_{krit} ergibt. Aus dem Diagramm von Dinges (Anhang) kann man für einige Fälle solche relativen Überhöhungen abschätzen. Die aus diesem Diagramm entnommenen relativen Schwellenüberhöhungen muss man allerdings mit einem Faktor korrigieren, der den Einfluss der Anstiegszeit berücksichtigt (Diagramm im Anhang). Daraus ergibt sich:

- 1.) Die relativen Überhöhungen sind unter diesen Bedingungen zwar nicht maximal ausgeprägt, jedoch aber deutlich vorhanden.
- 2.) Die so abgeschätzten relativen Überhöhungen bewegen sich in etwa derselben Größenordnung.

Das bedeutet, dass Leuchtdichteänderungen, welche die "Bild-Auffrischung" eines stabilisiert dargebotenen Testzeichens bewirken, eine wenn auch nicht optimale jedoch deutliche relative Überhöhung zufolge haben. Daraus kann geschlossen werden, dass es beim Sehvorgang weniger auf eine maximale Ausprägung der relativen Überhöhung der Sofortadaptation ankommt; es ist von grosser Bedeutung, dass eine bestimmte Grösse der relativen Überhöhung vorhanden ist und dass dabei ein bestimmter Wert nicht überschritten wird. Dies stimmt auch gut mit der Beobachtung von Hartmann überein (52), der schon für eine relativ kleines Verhältnis von Anfangsleuchtdichte zur Endleuchtdichte deutliche Überhöhungen beobachtete.

Die Bedeutung der Sofortadaptation für den Sehvorgang wird dadurch offensichtlich, dass durch die bei einer natürlichen Beobachtung stets vorhandenen un-

willkürlichen Augenbewegungen die im Objektraum befindlichen Bilder auf der Netzhaut ständig bewegt werden. Diese Bildverschiebungen bewirken eine dauernde Leuchtdichteänderung auf den Rezeptoren der Netzhaut. Diese Leuchtdichteänderungen führen ihrerseits zur Auslösung von Sofortadaptationseffekten. Es erhebt sich nun die Frage, welchem Anteil der unwillkürlichen Augenbewegungen die entscheidende Rolle zukommt. So folgerte Hartmann, dass zur Auslösung nennenswerter On- bzw. Off-Effekte bei der Sofortadaptation lediglich die Saccaden in Betracht kommen. Dem Einfluss des Tremors und der Driften wurde wegen der zu kleinen Amplitude (Tremor) oder zu kleinen Bewegungsgeschwindigkeit (Drift) keine Bedeutung beigemessen. Gerade die von uns durchgeführten Experimente erlauben uns hierzu Aussagen zu machen.

In unseren Versuchen wurden nämlich stets ein $\Delta L_{\min}$, oder ein $(dL/dt)_{\text{krit}}$ gefunden, um ein stabilisiert dargestelltes Testzeichen wieder "aufzufrischen".

Legt man nun diesen Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ zugrunde und berücksichtigt man, dass bei der Abbildung einer im Objektraum befindlichen scharfen Kontrastkante durch das dioptrische System des Auges im Netzhautbild immer ein Unschärfebereich entsteht, so kann man die Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{AB}}$ quantitativ abschätzen, die von der jeweiligen Augenbewegung auf der Netzhaut erzeugt werden kann. Diese Abschätzung zeigt, dass für alle Wellenlängen die von den Saccaden bewirkte mögliche Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{S}}$ stets viel grösser ist als die Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{krit}}$, die zum Wiedererkennen eines stationären Testbildes nötig ist. Die durch den Tremor und die Driften zu den jeweiligen Leuchtdichtesprüngen $\Delta L_{\min}$ erzeugten Leuchtdichteänderungen $(dL/dt)_{\text{D}}$ bzw. $(dL/dt)_{\text{T}}$ sind

etwa von der gleichen Grössenordnung. Es ist bemerkenswert, dass sich zu den Anfangsleuchtdichten L_0 von 0,1 0,5 und 1 (cd/m^2) eine Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_D \cong (dL/dt)_S \cong (dL/dt)_{\text{krit}}$ abschätzen lässt. Erst zu den Leuchtdichtesprüngen ΔL_{min} der höheren Anfangsleuchtdichten L_0 werden die durch Tremor und Driften erzeugten Leuchtdichteänderungen merklich grösser als die kritische Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{krit}}$ des stabilisierten Netzhautbildes. Legt man nun bei der Diskussion der Bedeutung der Sofortadaptation für den Sehvorgang zugrunde, dass es dabei weniger auf die maximale Ausprägung der relativen Überhöhungen ankommt als darauf, dass überhaupt eine deutliche Ausprägung der relativen Überhöhungen vorhanden sein muss, so kann man die Bedeutung, die die unwillkürlichen Augenbewegungen dabei spielen wie folgt abgrenzen:

1.) Tremor

Vom Tremor kann wegen der zu geringen örtlichen Verschiebung ($1 - 3 \mu$ ca. 1-2 Zapfen) keine Verbesserung der Sehleistung erwartet werden. Berücksichtigt man nämlich, dass ein beliebig scharfer Kontrast im Objektraum aufgrund der Abbildungseigenschaften des dioptrischen Systems ein Netzhautbild erzeugt, dessen Unschärfebereich bis zu 4 Winkelminuten beträgt, so bedeutet das, dass der Tremor mit seiner Amplitude das Leuchtdichtegefälle des Kontrastes nicht auszunutzen vermag. Auch die von uns abgeschätzten durch den Tremor hervorgerufenen Leuchtdichteänderungen $(dL/dt)_T$ bewegen sich eben in der Nähe der zur Sichtbarmachung eines stationären Testbildes notwendige Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_{\text{krit}}$. Dies stimmt gut mit einer von uns gemachten Erfahrung überein. Obwohl unsere Apparatur den Tremor nur zu einem geringen Teil kompensieren konnte, traten dennoch die

erwarteten Stabilisierungseffekte ein. Auch Riggs und Schick (84), die die Genauigkeit der Netzhautstabilisierung bei festsitzenden Kontaktlinsen untersucht haben, stellten ähnliches fest. Ihr Ergebnis zeigte, daß ihr stabilisiertes Netzhautbild während kurzer Zeit eine Positionsveränderung bis zu ca. 0,4 Bogenminuten erfuhr. Hinzu kamen Instabilitäten von über einer Minute, die durch eine Standardabweichung von ca. 0,4 Bogenminuten gekennzeichnet waren. Es stellte sich dabei heraus, daß Stabilisierungsfehler dieser Größenordnung auf das Verschwinden bzw. Wiederauftauchen der stationären Netzhautbilder keinen Einfluss hatten.

2.) Driften:

Sie können im Unterschied zum Tremor eine im Objekt-
raum befindliche Kontrastkante bis zu maximal 15 Bogenminuten auf der Netzhaut verschieben. ($30 \mu \sim 25$ Zapfen). Ihre maximale Geschwindigkeit kann dabei manchmal bis zu 30 Bogenminuten/s betragen (Yarbus).
(Bild 37)

Aus Bild 37 kann man nun entnehmen, dass von einem bestimmten Anfangsniveau ($L = 1 \text{ cd/m}^2$) ab die Driften für die von uns ermittelten Leuchtdichtesprünge $\Delta L_{\min}$ in relativ ausgedehnten Rezeptorgebieten Leuchtdichteänderungen erzeugen können, die deutlich über den Leuchtdichteänderungen liegen, die notwendig sind, ein stationäres Netzhautbild "aufzufrischen". Die Vermutung von Hartmann, dass den Driften infolge der zu langsamen Bildverschiebung auf der Netzhaut bei der Ausprägung maximaler Sofortadaptationseffekte keine besondere Rolle zukommt, ist richtig. Eine maximale Ausprägung der Sofortadaptationseffekte ist jedoch nicht notwendig, um physiologisch wirksam zu werden. Es genügt vielmehr, wenn die relativen Überhöhungen zum jeweiligen Anfangsniveau eine bestimmte Grösse



Bild 37 Der Verlauf der abgeschätzten Leuchtdichteänderung $\left(\frac{dL}{dt}\right)_{drift}$, die von den Driften für die von uns ermittelten Leuchtdichtesprünge ΔL_{min} auf der Netzhaut erzeugt werden können, in Abhängigkeit von der Anfangsleuchtdichte L_0 . Als Vergleich dazu ist die Kurve des Bildes 34 für die Farbe grün eingetragen.

erreichen. Das heisst, dass die Driften von einem bestimmten Anfangsniveau ab Leuchtdichteänderungen auf der Netzhaut erzeugen können, die ausreichen, um in diesen Rezeptoren die erforderlichen Erregungsvorgänge auszulösen. Dieser Sachverhalt beinhaltet nun, dass den Driften eine physiologische Bedeutung zukommt. Es ist so, dass im photopischen Bereich, die durch die Driften auf der Netzhaut hervorgerufene Leuchtdichteänderung bei der Aufrechterhaltung des normalen Sehens den entscheidenden Einfluss ausübt. Gerrits und Vendrik (47/48) kamen zum ähnlichen Schluss. Sie haben in ihren Arbeiten Stabilisierungsversuche durchgeführt, um die Eigenschaften der Augenbewegung untersuchen zu können, die zur Aufrechterhaltung des normalen Sehvorganges nötig sind. Dabei gingen sie so vor, dass ein stabilisiertes Testobjekt in kontrollierter Weise so bewegt werden konnte, dass eine Simulation der dem Tremor, den Driften und den Saccaden charakteristischen Bewegungsanteile möglich war. Sie fanden dabei, dass eine optimale Wahrnehmung nur dann erfolgte, wenn das Testobjekt ständig und dabei unregelmässig über der Netzhaut bewegt wurde. Diese Bewegungseigenschaften besitzen die Driften. Daher folgerten Gerrits und Vendrik, dass die Driften bei der Aufrechterhaltung des normalen Sehvorganges den entscheidenden Einfluss ausüben.

3.) Saccaden:

Durch sie wird eine im Objektraum befindliche Kontrastkante nicht nur über relativ grosse Rezeptorgebiete verschoben ($70\mu \sim 45$ Zapfen), sondern diese Verschiebung wird sehr schnell durchgeführt (ca. 1ms). Die dadurch für einen von uns bestimmten Leuchtdichtesprung $\Delta L_{\min}$ bewirkte Leuchtdichteänderung $(dL/dt)_S$ ist nun ca. 50 mal grösser als die durch eine Drift hervorgerufene Leuchtdichteände-

rung. Leuchtdichteänderungen dieser Größenordnung lösen nicht nur die gerade benötigte Sofortadaptation aus, sondern sie können zur Ausprägung maximaler relativer Überhöhung führen. Allerdings, und das ist von besonderer Bedeutung, treten zwischen den einzelnen Saccaden die sogenannten "saccadenfreien" Intervalle auf, die relativ gross sein können (bis zu einigen Sekunden). Diese Zeit würde ausreichen, um Stabilisierungseffekte auszulösen. Es gibt sogar Beobachtungen (46), dass durch Training unter bestimmten Bedingungen das Auftreten von Saccaden unterdrückt werden kann. Daraus den Schluss zu ziehen, den Saccaden käme bei der Aufrechterhaltung des normalen Sehvorgangs keine besondere Rolle zu, wäre voreilig. Ihr Vermögen, hohe Leuchtdichteänderung zu bewirken, kann zum Beispiel dort zum Tragen kommen, wo schlechte Kontrastverhältnisse herrschen (an der Schwelle, in Dunkelheit) oder in Bereichen der Netzhaut, wo sie nicht so empfindlich ist (parafoveal, peripher). Aus dem Bild 37 entnimmt man, dass für Anfangsleuchtdichten unter 1 cd/m^2 $(dL/dt)_D = (dL/dt)_{\text{krit}}$ ist. Das bedeutet, dass in diesem Bereich die Driften nicht die erforderliche Leuchtdichteänderung bewirken können, um stabilisierte Testbilder "aufzufrischen". Dies vermögen hier wiederum die Saccaden. Tatsächlich berichten Higgs und Stulz (54) von einer Beobachtung, dass an der Schwelle die Zahl der auftretenden Saccaden zunimmt. Diese Zunahme hat eine Verkürzung der "saccadenfreien" Intervalle zufolge und es kann der Fall eintreten, dass die Saccaden dort allein die normale Wahrnehmung ermöglichen. Obwohl in diesem Bereich der zur Wiedererkennung des stabilisierten Netzhautbildes notwendige Leuchtdichtesprung ΔL_{min} relativ gering ist, können die Saccaden in den einzelnen Rezeptoren eine Leuchtdichteänderung bewirken, die zur Auslösung von Sofortadaptationseffekten führen.

Auch Gerrits und Vendrik (47/48) fanden, dass im parafovealen Bereich der Netzhaut eine Verbesserung der Wahrnehmung des stabilisierten Testbildes durch Bewegungen ermöglicht wurde, die die Saccaden simulierten.

8. Z U S A M M E N F A S S U N G

Um die Bedeutung zu untersuchen, welche die Sofortadaptationsvorgänge beim Sehvorgang spielen, sind Versuche mit dem stabilisierten Netzhautbild durchgeführt worden. Zwei verschiedene Apparaturen ermöglichten eine optische und eine vollelektronische Stabilisierung des Netzhautbildes. Es gelang, einen Zusammenhang herzustellen, zwischen den Leuchtdichtemanipulationen, die zur Wiedererkennung eines stabilisiert dargebotenen Testzeichens führen und den Leuchtdichtemanipulationen, die eine Ausprägung der Sofortadaptationseffekte bewirken. Daraus wird die grundsätzliche Bedeutung der Sofortadaptation für den Sehvorgang abgeleitet und unter diesem speziellen Gesichtspunkt die Rolle diskutiert, welche die unwillkürlichen Augenbewegungen dabei spielen.

Es sind vor allem die *D r i f t e n* und an der Schwelle wohl auch die *S a c c a d e n*, die zur Aufrechterhaltung des normalen Sehens beitragen. Dem *T r e m o r* kommt dabei keine besondere Bedeutung zu. Der Einfluss der Driften und der Saccaden muss dabei aber getrennt betrachtet werden.

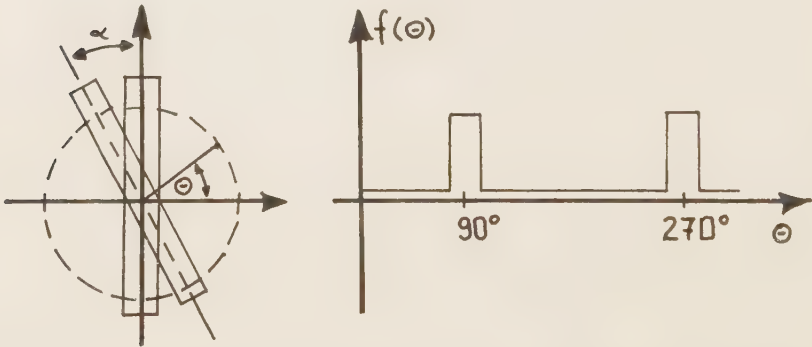
Die Bedeutung der Driften besteht nicht nur darin, in den "saccadenfreien" Intervallen das Auftreten von Stabilisierungseffekten zu verhindern, sondern unter normalen Beobachtungsbedingungen sind es gerade die Driften, die eine Aufrechterhaltung des Sehvorgangs erst ermöglichen. Die Saccaden spielen dabei eine untergeordnete Rolle, indem sie die unregelmässigen Anteile an der Driftbewegung zum Teil unterstützen.

Eine besondere Bedeutung zur Aufrechterhaltung des Sehvorganges wird den Saccaden dann zugeschrieben, wenn skotopische Beobachtungsbedingungen herrschen oder wenn eine parafoveale Beobachtung vorliegt.

9. ANHANG

9.1 Erläuterungen des Verfahrens nach Crane und Kelly zur elektronischen Registrierung der Augenbewegungen

Für diese Betrachtung wollen wir die Registrierung der Verrollung einer Markierung (einfacher Kontrastbalken) um eine Achse betrachten, die durch die Mitte des Abtastkreises geht unter der Annahme, dass keine X- bzw. Y-Verschiebung stattfindet.



$f_o(\theta)$ soll das Bild-Signal sein, welches man in der Ausgangsposition erhält.

Ist nun

$f(\theta)$ das sog. Echt-Zeit-Bild-Signal, das man zu einer bestimmten Zeit durch eine solche Kreisabtastung erhält, so kann man für eine stattgefundene Rotation schreiben:

$$f(\theta, \alpha) = f_o(\theta - \alpha)$$

Bildet man nun die folgende Kreuz-Korrelation:

$$(1) \quad C(\alpha) = \int_0^{2\pi} f_0(\theta) f(\theta, \alpha) d\theta = \int_0^{2\pi} f_0(\theta) f_0(\theta - \alpha) d\theta$$

so sieht man, dass die Richtung der stattgefundenen Rotation der Markierung, welche durch das Vorzeichen von α ausgedrückt wird, nicht bestimmt werden kann, da $C(\alpha)$ eine gerade Funktion von α ist, d.h. $C(\alpha) = C(-\alpha)$. Die Richtung der stattgefundenen Rotation muss jedoch bekannt sein. Die Unterscheidung des Vorzeichens bei gelingt, wenn wir an Stelle von $f_0(\theta)$ zwei um $\pm \delta$ gegeneinander rotierte Referenzsignale $f_0(\theta + \delta)$ und $f_0(\theta - \delta)$ verwenden, deren jeweilige Kreuz-Korrelation mit $f(\theta, \alpha)$ bilden und dann miteinander vergleichen. Wir können eine Kontrollfunktion $T(\alpha, \delta)$ bilden, die uns die Richtung der Rotation angibt:

$$(2) \quad T(\alpha, \delta) = \int_0^{2\pi} f_0(\theta - \delta) f_0(\theta - \alpha) d\theta - \int_0^{2\pi} f_0(\theta + \delta) f_0(\theta - \alpha) d\theta$$

Daraus lässt sich angeben, ob die Rotation in Richtung des einen oder des anderen Referenzsignals geschehen ist.

Findet keine Verrollung statt, d.h. $\alpha = 0$, so ist $T(\alpha, \delta) = 0$ da $T(\alpha, \delta)$ eine gerade Funktion von α ist, also:

$$(3) \quad \int_0^{2\pi} f_0(\theta - \delta) f_0(\theta) d\theta = \int_0^{2\pi} f_0(\theta + \delta) f_0(\theta) d\theta$$

Aus Gleichung (2) sieht man, dass für $\alpha \neq 0$ das erste Integral jeweils um den Betrag zunimmt, bzw. abnimmt, um den sich das zweite Integral verringert bzw. vergrößert, je nach dem, ob die Rotation in Richtung $-\delta$ bzw. $+\delta$ erfolgt ist. So kann man also schreiben:

$$T(\alpha, \delta) = -T(-\alpha, \delta)$$

Dies bedeutet, dass $T(\alpha, \delta)$ eine ungerade Funktion von α ist, was die eben gewünschte Vorzeichenunterschei-

dung bei α liefert (siehe Bild 16 b). Die Grösse der Verzögerung δ die benutzt wird, um die Referenzsignale $f_0(\theta - \delta)$ und $f_0(\theta + \delta)$ zu bilden, bestimmt die Empfindlichkeit des Systems. Dieser Empfindlichkeit werden durch das Signal-Rausch-Verhältnis Grenzen gesetzt. Die praktische Verwirklichung der Kontrollfunktion $T(\alpha, \delta)$ wie in Gleichung (2) angegeben, stösst auf Schwierigkeiten, da die Abtastung und Abspeicherung der Funktionen $f_0(\theta - \delta)$ und $f_0(\theta + \delta)$ stets aus zwei getrennten Vorgängen resultiert und die Weiterverarbeitung, d.h. die Bildung von zwei Kreuz-Korrelationen mit anschließender Differenzbildung, auf getrennte Weise geschieht. Die Kontrollfunktion $T(\alpha, \delta)$ aus Gleichung (2) kann umgeschrieben werden:

$$(4) \quad T(\alpha, \delta) = \int_0^{2\pi} [f_0(\theta - \delta) - f_0(\theta + \delta)] f_0(\theta - \alpha) d\theta$$

Definieren wir als Speicherfunktion f_δ :

$$(5) \quad f_\delta = f_0(\theta - \delta) - f_0(\theta + \delta)$$

so sehen wir, dass wir diese Speicherfunktion durch den Vollzug der Verzögerung und Differenzbildung einer einzelnen Anfangsabtastung erreichen und wir benötigen somit einen einzigen Korrelator zur Verwirklichung der Kontrollfunktion $T(\alpha, \delta)$.

Mit Gleichung (4) folgt:

$$(6) \quad T(\alpha, \delta) = \int_0^{2\pi} f_\delta f_0(\theta - \alpha) d\theta$$

und mit $f(\theta, \alpha) = f_0(\theta - \alpha)$ gilt dann:

$$(7) \quad T(\alpha, \delta) = \int_0^{2\pi} f_\delta f_0(\theta, \alpha) d\theta$$

Die entsprechende Kontrollfunktion von $X(x)$ bzw. $Y(y)$ für eine Verschiebung einer Markierung in X - bzw. Y -Richtung wurden im Punkt 4.3.1 besprochen.

9.2 Die in der Diskussion verwendeten Ergebnisse aus der Dissertation von Dinges (31)

SOFORTHELLADAPTATION BEI GAVENEM UMFELD

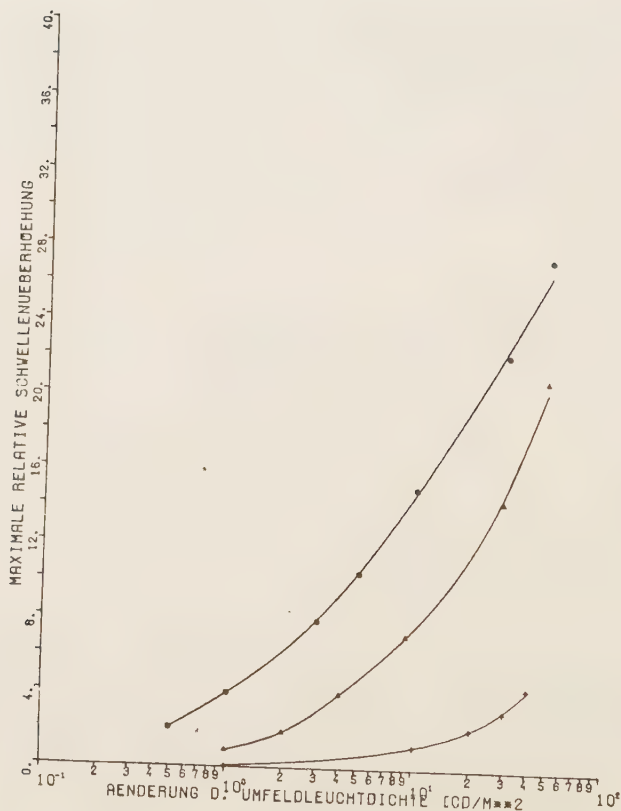


Diagramm 1: Die maximale relative Schwellenüberhöhung in Abhängigkeit von der Änderung der Umfelddichte, ausgehend von den Anfangsleuchtdichteniveaus von $\circ$ 0 cd/m^2 , $\blacktriangle$ 1 cd/m^2 , $\blacksquare$ 10 cd/m^2

SOFORTHELLADAPTATION

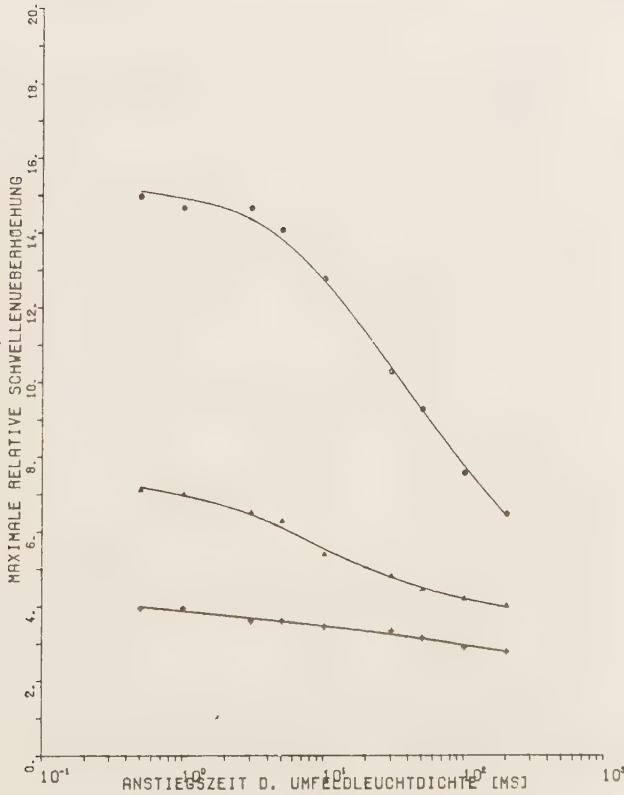


Diagramm 2: Diese Darstellung zeigt die maximale relative Überhöhung des Einschaltvorganges in Abhängigkeit der Einschaltzeit des Stimulierungsfeldes, indem man das Verhältnis des Maximalwertes der Schwellenleuchtdichten des Testzeichens zum stationärem Schwellenwert gebildet hat und gegen die Einschaltzeit aufgetragen.

- von 0 auf 10 cd/m^2
- ▲ von 1 auf 10 cd/m^2
- + von 0 auf 1 cd/m^2

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- (1) BEELER, G.W. (1957)
 Visual threshold changes resulting from
 spontaneous saccadic eye movements
 Vision Research, 7, 769

- (2) BOUMAN, M.A. and TEN DOESSCHATE, J. (1961)
 The mechanism of dark-adaptation
 Vision Research, 1, 316

- (3) BOYNTON, R.M.
 On-Responses in the human visual system as
 inferred from psychophysical studies of
 rapid-adaptation
 Arch. Ophtal. N. Y. 60, 800

- (4) BROWN, B. (1972)
 Dynamic visual acuity, eye movements and
 peripheral acuity for moving targets
 Vision Research 12, 305

- (5) BROWN, D.R., SCHMIDT, M.J., FLUGHAM, D.D.
 and COSGROVE, M.P.
 Human receptive field characteristics;
 Probe analysis of stabilised images
 Vision Research 13/I, 219 1973

- (6) BROWN, D.R., COSGROVE, M.P., KOHL, G.A.
 and FLUGHAM, D.D. (1975)
 Stabilised image: Probe analysis of pattern
 and color analytic mechanism
 Vision Research 15, 209

- (7) BOYCE, P.R. and WEST, D.C. (1967)
Aperceptual effect on the control of fixation
Optica Acta 14 119

- (8) BYFORD, G.H. (1962)
The fidelity of contact lens eye movements
recording
Optica Acta 9, 223

- (9) BARMACK, N.H. (1970)
Modification of eye movements by instantane-
ous changes in the velocity of visual
targets.
Vision Research, 10, 1431

- (10) BARMACK, N.H. (1970)
Dynamic visual acuity as an index of eye
movements control
Vision Research, 10/II, 1377

- (11) BARLOW, H.B. (1963)
Slipage of contact lenses and other arti-
facts in relation to fading and regenera-
tion of supposedly stableretinal images
Quart. J. Exp. Psychol, 15, 36

- (12) BARLOW, H.B. (1973)
Doubts about scotopic interactions in sta-
bilased vision.
Vision Research, 13/I, 521

- (13) BARLOW, H.B. (1964)
Dark-Adaptation: Anew hyothesis
Vision Reserach, 4, 47

- (14) BARBER, H.D. (1963)
Initial stages of dark and light adaptation
J.O.S.A. 53, 88

- (15) BARBER, H.D. (1953)
The instanteneous threshold of early dark-
adaptation
J.O.S.A. 43, 798

- (16) BENNET-CLARK, H.C. and DITCHBURN, R.W. (1964)
The effect of reduced pressure on the fit of
contact lenses
Optica Acta 11, 301

- (17) CAMPBELL, F.W. and GUBISCH, R.W. (1966)
Optical quality in the human eye
J. Physiol. 186, 558

- (18) CARDU (1971)
The influence of spatial intervalls and thick-
ness of lines stimulus patterns on stabilised
images
Vision Research 11/II, 671

- (19) CARDU (1971)
The influence of peripheral and central factors
on the way stabilised images disappeared
Vision Research 11/II, 1337

- (20) CLOWES, M.B. and DITCHBURN, R.W. (1959)
An improved apparatus for producing a stabili-
sed retinal images
Optica Acta 6, 252

- (21) CORNSWEET, T.N.
Stabilised image techniques
R.D. in Vision Research P. 1272, 171
- (22) CORNSWEET, T.N. and DEWELLEY (1962)
Perfectly stabilised retinal images
J.O.S.A. 52, 598
- (23) CORNSWEET, T.N. (1952)
A stabilised image requiring not attachments
to the eye
Am. Jour. Psychol. 75, 653
- (24) CORNSWEET, T.N. (1956)
Determination of the stimuli for involuntary
drifts and saccadic eye movements
J.O.S.A. 46, 193
- (25) CORNSWEET, T.N. (1958)
New techniques for the measurements of small
eye movements
J.O.S.A. 48, 808
- (26) COOK and STARK (1968)
The human eye movements mechanism
Arch. Ophtal. 79, 428
- (27) CRAWFORD, B.H.
Visual adaptation in relation to brief
conditioning stimuli
Proc. Roy. Soc. 134, 283
- (28) COSGROVE, M.P., KOHL, G.A., SCHMIDT, M.J.
and BROWN, D.R. (1974)
Chromatic substitution with stabilised images:

Evidence for chromatic-specific pattern processing in the human visual system
Vision Research 14, 23

- (29) COHEN, H.B. (1961)
The effect of contralateral visual stimulation on visibility with stabilised retinal images
Can. J. Psychol. 15, 212
- (30) CORNSWEET, T.N. and CRANE, H.D. (1973)
Accurate two-dimensional eye tracker using first and fourth Purkinje image
J.O.S.A. 63, 921
- (31) DINGES, W.
Untersuchungen zur Sofortadaptation
Dissertation (in Vorbereitung)
- (32) DAVSON, H. (1963)
The eye
Academic Press New York and London
- (33) DITCHBURN, R.W. (1973)
Eye movements and visual perception
Claredon Press Oxford
- (34) DITCHBURN, R.W. and GINSBORG, B.L. (1952)
Vision with stabilised image
Nature 170, 36
- (35) DITCHBURN, R.W. and GINSBORG, B.L. (1953)
Involuntary eye movements during fixation
J. Physiol. 149, 1

- (36) DITCHBURN, R.W., FENDER, D.H. and MAYNE, S.N. (1959)
Vision with controlled movements of the retinal images
J. Physiol. 145, 98
- (37) DITCHBURN, R.W. and FENDER, D.H. (1952)
The stabilised retinal image
Optica Acta 2, 128
- (38) DITCHBURN, R.W. (1963)
A new apparatus for producing a stabilised retinal image
Optica Acta 10, 325
- (39) DITCHBURN, R.W. and FOLEY-FISCHER, R.M. (1967)
Assembled data in eye movements
Optica Acta 14, 113
- (40) DOW, B.M. and GOURAS, P. (1973)
Color and spatial specificity of single units in Rhesus-Monkey foveal striate cortex
J. Neurophysiol. 36, 79
- (41) FENDER, D.H. and NYE, P.W. (1961)
An investigation of the eye movement control
Kybernetik, 1, 81
- (42) FINDLAY, J.M. (1971)
Frequency analysis of human involuntary eye movement
Kybernetik, 8, 207
- (43) FINDLAY, J.M. (1972)
Fixation eye movements and the processing

of visual information
Optica Acta 19, 403

- (44) FIORENTINI, A. and ERCLES (1960)
Vision with stabilised image and inter-
mittend illumination
Atti. Fond. Gio. Ron. 15, 618
- (45) FIORENTINI, A. and ERCOLES (1963)
Fluctuations of response to stabilised
visual stimulus
Atti. Fond. Gio. Ron. 18, 548
- (46) FIORENTINI, A. and ERCOLES (1966)
Involuntary eye movements during attempted
monocular fixation
Atti. Fon. Gio. Ron. 21, 199
- (47) GERRITS, H.J.M. and VENDRIK, A.J.H. (1970)
Artificial movements of a stabilised image
Vision Research 10, 1443
- (48) GERRTIS, H.J.M. and VENDRIK, A.J.H. (1974)
The influence of stimulus movements on per-
ception in parafoveal stabilised vision
Vision Research 14, 175
- (49) GREWOOD, R.E. (1972)
Some effects of involuntary eye movements
J.O.S.A. 62, 101
- (50) GREEN, D.G. (1968)
The contrast sensitivity of the colour
mechanism of the human eye
J. Physiol. 196, 415

- (51) HADDAD, G.M. and STEINMAN, R.M. (1975)
The smallest voluntary saccade: Implications
for Fixation
Vision Research 15, 1075

- (52) HARTMANN, E. (1966)
Der Einfluss der Umfeldleuchtdichte auf die
Detailwahrnehmung
Lichttt. 18, 79

- (53) HARTMANN, E. (1968)
Sofortadaptation und ihre Bedeutung für den
Sehvorgang
Druck

- (54) HIGGINS, G.C. and STULZ, K.F. (1953)
Frequency and amplitude of ocular tremor
J.O.S.A. 43, 1137

- (55) HUBEL, D.H. and WIESEL, T.N. (1968)
Receptive field and functional architecture
of monkey striate cortex
J. Physiolog. 195, 215

- (56) HUSEMANN, K. (1970)
Untersuchungen zur Detailerkennbarkeit des
menschlichen Gesichtssinns
Doktorarbeit Druck

- (57) JONES, R. (1973)
Two dimensional eye movements recording
Vision Research 13/I, 425

- (58) KELLY, D.H., CRANE, H.D., HILL, J.W. and
CORNSEWET, T.N.

Non-contact method of measuring small eye
movements and stabilising the retinal image
Vortrag gehalten auf einem Kongress in
San Diego 1969 - Druck

- (59) KELLY, D.H. and CRANE, H.D. (1970)
Research study of a fundus tracer
Ein Bericht des Standford Technical Institute,
Melno Park, Standford California USA
Druck
- (60) KELLY, D.H. (1971)
Theory of flicker and transient responses,
II Counterphase gratings
J.O.S.A. 61, 632
- (61) KEESEY, U.T. (1960)
Effects of involuntary eye movements on
visual accuity
J.O.S.A. 50, 769
- (62) KEESEY, U.T. (1969)
Visibility of a stabilised image as a function
of frequency and amplitude of luminance variation
J.O.S.A. 59, 604
- (63) KEESEY, U.T. (1970)
Variables determining flicker sensitivity in
small fields
J.O.S.A. 63, 390
- (64) KEESEY, U.T. (1971)
Comparison of human visual cortical potential
evoked by stabilised and unstabilised targets
Vision Research 11, 657

- (65) KEESEY, U.T. (1972)
Flicker and pattern dedection:A comparison
 of thresholds
J.O.S.A. 62, 446

- (66) KEESEY, U.T. (1973)
Stabilised target visibility as a function
 of a contrast and flicker frequency
Vision Research 13, 1367

- (67) KEESEY, U.T. and JONES, R.M. (1973)
Accuracy of image stabilisation by an opti-
 cal-electronic feedback system
Vision Research 15, 57

- (68) KITTERLE, L.F. and LEGUIRE, L.E. (1975)
The effect of borders and contours on thre-
 shold during early dark adaptation
Vision Research 15, 1217

- (69) KRAUSKOPF, J. (1957)
Effect of retinal image motion on contrast
 threshold for maintained vision
J.O.S.A. 47, 740

- (70) KULIKOWSKY, J.J. (1971)
Effect of eye movements on the contrast of
 spatio-temporal patterns
Vision Research 11, 261

- (71) COSGROVE, M.P., SCHMIDT, M.J., FLUGHAM, D.
 and BROWN, D.R.
The depenet variable in stabilized vision
Vision Research 11, 1183

- (72) MATIN, L. (1964)
 Measurement of eye movements by contact lens
 techniques: Analysis of measuring systems and
 some new methodology for three-dimensional
 recording
 J.O.S.A. 54, 1008

- (73) MAY, J.G. (1972)
 Chromatic adaptation and size-specific visual
 process in man
 Vision Research 12, 1509

- (74) METHLING (1970)
 Sehschärfe bei Augenfolgebewegungen in Abhängig-
 keit von der Gesichtsfeldleuchtdichte
 Vision Research 10, 535

- (75) MILLODOT, M.
 Stabilized image retinal and disappearance
 Brit. J. Physiol. Optics 22, 148

 Foveal and extra foveal acuity with and without
 stabilised retinal images
 Brit. J. Physiol. Optics 23, 75

- (76) NACHMIAS, J. (1959)
 Two-dimensional motion of the retinal image
 during monocular fixation
 J.O.S.A. 49, 901 and J.O.S.A. 51, 761 (1961):
 Determinus of drift during monocular fixation
- (77) ORBAN, G., DUYSSENS, J. and CALLENS, M. (1973)
 Movements perceptions during saccadic eye
 movements
 Vision Research 13, 1343

- (78) PALMIERI, G., OLIVA, G.A. and SCOTTO, M. (1970)
C.R.T. Spot-Follower device for eye movements
Kybernetik 1, 23
- (79) PRITCHARD, R. (1961)
A collimator stabilizing system
Quart. J. exp. Psychol. 13, 181
- (80) PRITCHARD, R., HERON, W and HEBB, D.O. (1960)
Visual perception approached by the method of
stabilized images
Canad. J. Psychol. 14, 131
- (81) PRITCHARD, R.
Physiological nystagmus and vision
Ein Kapitel aus dem Buch: The Oculomotor system
Hoeber Medical Division Harper & Row New York
- (82) RASHBASS, C. (1960)
New method for recording eye movements
J.O.S.A. 50, 642
- (83) RINALDUCCI, J.E. (1968)
Photopic mechanism of early dark adaptation
J.O.S.A. 58, 690
- (84) RIGGS, L.A. and SCHICK, A.M.L. (1968)
Accuracy of retinal image stabilisation
achieved with a plane mirror on a tightly
contact lens.
Vision Research 8, 159
- (85) RIGGS, L.A., RATLIF, J., CORNSWEET, J.T.,
CORNSWEET, T.N. (1953)

The disappearance of steadily fixated visual
test objects

J.O.S.A. 43, 495

- (86) RIGGS, L.A., KEESEY, U.T. (1959)
Visual effects of varying the extent of
compensation for eye movements
J.O.S.A. 49
- (87) RÖHLER, R. (1962)
Abbildungseigenschaften der Augenmedien
Vision Research 2, 391
- (88) RUSHTON, W.A.H. (1961)
Dark-adaptation and the regeneration of
Rhodopsin
J. Physiol. 156, 166
- (89) TELLER, D.Y., ANDREWS, D.P. and BARLOW, H.B.
(1966)
Local adaptation in stabilized vision
Vision Research 6, 701
- (90) WÄSLE, H. (1971)
Untersuchungen zur Physiologie der Sehschärfe
Doktorarbeit Uni München
- (91) WEST, D.C. and BOYCE, P.R. (1968)
Flicker and eye Movements
Vision Research 8, 171
- (92) WEST, D.C. (1968)
Flicker and the stabilized retinal image
Vision Research 8, 719

- (93) WEST, D.C. (1967)
Brightness discrimination with a stabilized
retinal image
Vision Research 7, 949
- (94) YARBUS, A.L.
Eye movements and vision
Plenum Press New York 1965
- (95) YARBUS, A.L. (1960 a)
Biofizika 5, 158 ff

LEBENS LAUF

Am 3. Mai 1943 wurde ich als Sohn des Bauingenieurs Johannes Adamczyk und seiner Ehefrau Maria, geb. Barisch, in Oberglogau O/S geboren.

Von 1949 bis 1956 besuchte ich die polnische Grundschule in Friedersdorf O/S, danach das Lyzeum für Allgemeinbildung in Oberglogau. Im Dezember 1958 erfolgte die Umsiedlung in die Bundesrepublik Deutschland. Im März 1963 legte ich meine Reifeprüfung am Staatlichen Gymnasium Paulinum in Münster/Westfalen ab.

Im Sommersemester 1963 begann ich mein Studium der Physik an der Universität München, legte im Sommersemester 1966 die Vordiplom-Prüfung und im Sommersemester 1970 die Diplom-Prüfung ab. Das Thema meiner Diplom-Arbeit, die ich unter Anleitung von Herrn Prof. Dr. Röhler im Institut für med. Optik durchführte, lautete: Streulichtverteilung auf der isolierten Netzhaut eines Frosches.

Seit Sommer 1971 war ich unter Leitung von Herrn Prof. Dr. Hartmann mit der vorliegenden Dissertation beschäftigt.

Im Wintersemester 1971/1972 begann ich mit dem Studium der Humanmedizin an der Universität München, legte im Sommersemester 1972 mein Vorphysikum, im Wintersemester 1972/1973 mein Physikum und im Dezember 1976 mein Staatsexamen ab.

